



⑯ BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENT- UND  
MARKENAMT

# Offenlegungsschrift

## ⑩ DE 101 27 930 A 1

⑮ Int. Cl. 7:  
A 61 B 5/055

⑪ Aktenzeichen: 101 27 930.2  
⑫ Anmeldetag: 8. 6. 2001  
⑬ Offenlegungstag: 24. 1. 2002

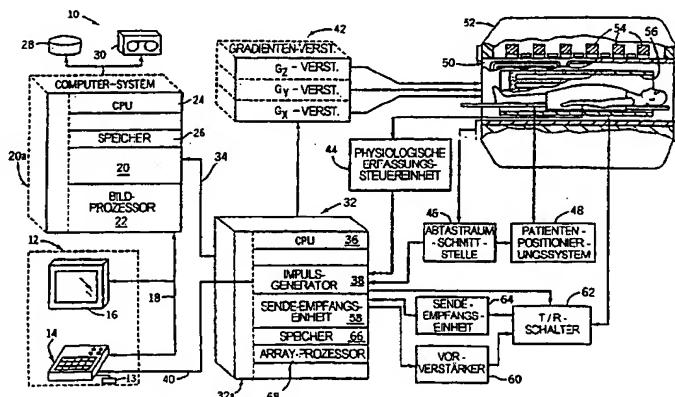
⑩ Unionspriorität:  
591300 09. 06. 2000 US

⑪ Anmelder:  
GE Medical Systems Global Technology Company  
LLC, Waukesha, Wis., US; Uniformed Services  
University of Health Sciences, Bethesda, Md., US  
  
⑫ Vertreter:  
Tiedtke, Bühlung, Kinne & Partner, 80336 München

⑭ Erfinder:  
Ho, Vincent B., North Bethesda, Md., US; Foo,  
Thomas Kwok-Fah, Rockville, Md., US

### Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

- ⑮ Verfahren und Vorrichtung zur effektiven Stenoseidentifikation in einer Peripheriearteriengefäßstruktur unter Verwendung einer MR-Abbildung
- ⑯ Erfindungsgemäß sind ein Verfahren und ein Gerät zur anfänglichen Sichtung einer Patientenperipheriearteriengefäßstruktur auf Läsionen oder Stenosegefäße unter Verwendung eines MR-Verfahrens (10) und dann zur Einstufung der Schwere einer lokalisierten Stenose beschrieben. Die Erfindung beinhaltet die Verfolgung des Durchlaufs eines Kontrastmittelbolus durch einen Patienten, während eine Folge erster MR-Bilder mit niedriger Auflösung erfassiert wird. Diese Anfangsuntersuchung verwendet flussempfindliche Bipolargradientensignalverläufe mit einer Gradientenechoabbildungsimpulsfolge zur Erhöhung der Empfindlichkeit bezüglich der Läsionserfassbarkeit. Die Bipolargradienten erzeugen eine breite Verteilung der Geschwindigkeiten in einem großen Volumenelement. Relevante Stenosen, die in einem Volumenelement vorhanden sind, resultieren in einer Intra-Volumenelement-Flussentphasung in Volumenelementen unmittelbar zu und entfernt von der Stenose. Nach der Identifizierung der Stenose wird ein zweites MR-Bild mit einer höheren Auflösung als das erste zur Einstufung der Stenose verwendet.



# DE 101 27 930 A 1

## Beschreibung

### Hintergrund der Erfindung

- 5 [0001] Die vorliegende Erfindung betrifft allgemein das Gebiet der Lokalisierung einer Blutgefäßläsion in einem menschlichen Subjekt, und insbesondere eine Vorrichtung und ein Verfahren zur effektiven Identifizierung einer Läsion über eine gesamte Peripheriearteriengefäßstruktur eines Patienten und zur Einstufung einer identifizierten Stenose unter Verwendung eines Magnetresonanzabbildungs-(MRI)-Verfahrens.
- 10 [0002] Arterien sind die Blutgefäße, die vom Herzen ausgehen, und die Organe und das Gewebe des menschlichen Körpers mit den erforderlichen Nährstoffen versorgen. Eine Verengung oder ein Zusammenziehen einer Arterie verringert die Zufuhr der Nährstoffe, wie Sauerstoff, zu dem empfangenden Gewebe und hat schwerwiegende Auswirkungen auf die Gewebefunktion. Im Allgemeinen führt eine merkliche Verengung einer Arterie zu einer verschlechterten Funktion des in Frage kommenden Organs im besten Fall, und im schlimmsten Fall zum Versagen des Organs oder zum Tod. Eine Stenose oder Verengung an einem beliebigen Ort entlang des Verlaufs der Arterien von der Abdominalaorta über die 15 Wade kann in einer Beeinträchtigung des Arterienblutflusses zu den entfernten unteren Extremitäten resultieren. Die Bewertung der Peripheriegefäß wird durch die große Häufigkeit von Tandem- oder Synchronläsionen weiter kompliziert, von denen jede die zu Grunde liegende Ursache für den schlechten Arterienblutfluss sein kann. Des Weiteren werden die Operationsentscheidungen für mögliche Bypassoperationen zur Verbesserung des fernen Blutflusses erheblich durch die Möglichkeit der Beurteilung der Arterien im Fuß beeinflusst. In Folge dessen erfordert die erfolgreiche Abbildung der 20 unteren Extremitäten (das heißt die Peripherie-Run-Off-Untersuchung) nicht nur die genaue Beurteilung des Vorhandenseins und der funktionellen Signifikanz einer Verengung, sondern auch die Möglichkeit zur Bewertung des gesamten Arterienverlaufs des Peripheriearterienbaums von der Abdominalaorta bis zum Fuß. Es ist bekannt, dass der Fluss in dem Gefäß am Punkt der Verengung und unmittelbar nach der Verengung durch hohe Fließgeschwindigkeiten und/oder komplexe Fließmuster gekennzeichnet ist. Quantitative Flussdaten können bei der Diagnose und Behandlung von Patienten 25 gut unterstützen und auch bei dem grundlegenden Verstehen des Krankheitsverlaufs helfen.
- [0003] Es gibt viele verfügbare Verfahren für die Beurteilung der Peripheriearterien, die die traditionelle invasive Katheterangiografie und den Ultraschall beinhalten. Da die herkömmliche Röntgenangiografie eine Katheterisierung unter Verwendung eines nephrotoxischen jodhaltigen Kontrastmittels erfordert, bildet diese die letzte Option. Eine Sichtung auf eine Peripherie-Arterien-Okklusiverkrankung (PAOD) wird typischer Weise unter Verwendung von nicht invasiven Verfahren wie Ultraschall oder Plethysmographie durchgeführt. Allerdings kann keines dieser Verfahren eine Angiographiedarstellung der Gefäße liefern, sondern sie liefern lediglich die Beurteilung einzelner Segmente der intervenierenden Arterienanatomie. Beide Verfahren hängen vom Bediener ab und weisen verwirrende technische Schwierigkeiten auf, was die Durchführung der Abbildung oft mühsam macht. Des Weiteren kann keines der Verfahren eine verständliche Information liefern, die für die Operationsplanung erforderlich ist, und die traditionelle Röntgenangiographiedarstellung wird allgemein als Zusatz für eine voroperative Behandlung benötigt.
- [0004] Die Magnetresonanzangiografie (MRA) ist ein herausragendes Verfahren für die nichtinvasive Beurteilung von Arterien. Bisher war die Anwendung der MRA auf einzelne kleinere Gefäßterritorien (40 bis 50 cm Ansichtsfelder) zugeschnitten. Mit der Möglichkeit zur Translation des Tisches und der Abbildung vielfacher überlappender Ansichtsfelder kann die MRA jetzt zur Abbildung einer weitaus größeren Fläche eingerichtet werden, wie sie zur Bewertung der PAOD erforderlich ist. Die Verwendung intravenös verabreichter Kontrastmittel für eine Kontrastgesteigerte MRA hat insbesondere die Darstellung von 1–1,2 Metern der Arterienanatomie in weniger als 1 Minute ermöglicht. Die MRA kann auch unter Verwendung einer Vielzahl von Verfahren durchgeführt werden. Ein Verfahren, die Phasenkontrast-(PC-)MRA, ist ein praktisches und klinisch anwendbares Verfahren zur Abbildung des Blutflusses. Die MRI verwendet Hochfrequenzimpulse und Magnetfeldgradienten, mit denen ein Subjekt in einem starken Magnetfeld zur Erzeugung von sichtbaren Bildern beaufschlagt wird. Wird eine Substanz, die Kerne mit einem kernmagnetischen Nettomoment, wie Protonen in menschlichem Gewebe, enthält, einem gleichförmigen Magnetfeld (Polarisationsfeld  $B_0$ ) ausgesetzt, versuchen sich die individuellen magnetischen Momente der Spins in dem Gewebe mit diesen Polarisationsfeld (von dem angenommen wird, dass es in der Z-Richtung liegt) auszurichten, präzedieren jedoch um die Richtung dieses Magnetfeldes an einer charakteristischen Frequenz, die als Larmorfrequenz bekannt ist. Wird die Substanz beziehungsweise das Gewebe einem zeitveränderlichen Magnetfeld (Anregungsfeld  $B_1$ ) ausgesetzt, das mit einer Frequenz gleich der Larmorfrequenz angelegt wird, kann das netto-ausgerichtete Moment beziehungsweise die Längsmagnetisierung  $M_z$  in die XY-Ebene zur Erzeugung eines transversalen magnetischen Nettomoments  $M_T$  gedreht oder gekippt werden. Ein Signal wird durch die angeregten Spins nach dem Abschalten des Anregungssignals  $B_1$  (wenn die angeregten Spins in ihren Grundzustand zurückfallen) emittiert, und dieses Signal kann empfangen und zur Ausbildung eines Bildes verarbeitet werden.
- [0005] Werden diese Signale zur Erzeugung von Bildern verwendet, werden Magnetfeldgradienten (GX, GY und GZ) angewendet. Typischer Weise wird der abzubildende Bereich durch eine Folge von Messzyklen abgetastet, in denen diese Gradienten sich entsprechend dem verwendeten bestimmten Lokalisierungsverfahren verändern. Die resultierenden MR-Signale werden digitalisiert und zur Rekonstruktion des Bildes unter Verwendung eines vieler bekannter Rekonstruktionsverfahren rekonstruiert.
- [0006] Die Phasenkontrast-MRA macht von Flusscodiergradientenimpulsen Gebrauch, die die transversale Magnetisierung sich bewegender Spins mit einer Geschwindigkeits-abhängigen Phasenverschiebung beaufschlagen, während stationäre Spins unbeeinflusst bleiben (Moran P. R. A Flow Velocity Zeugmatographic Interlace for NMR Imaging in Humans. Magnetic Resonance Imaging 1982, 1: 197–203). Jede Phasenkontrasterfassung erzeugt zwei Bilder: ein Amplitudenbild, das proportional zur Protonendichte des Projekts ist und auch die T1-gewichtet sein kann, und ein Bild, das die Phase des Objekts darstellt. Das erzeugte Phasenbild weist Informationen lediglich von den sich bewegenden Spins auf, und das Signal vom stationären Gewebe ist unterdrückt. Sowohl die Durchschnittsgeschwindigkeit über den gesamten Herzzyklus als auch eine Folge einzelner Punkte in dem Zyklus darstellende Bilder wurden unter Verwendung dieses Verfahrens erzeugt. Das Phasenkontrast-MR-Verfahren erzeugt Phasenbilder mit Intensitäten, die die Amplitude der

# DE 101 27 930 A 1

Fließgeschwindigkeit und auch die Richtung des Flusses darstellen. Daher können solche Bilder sowohl zur qualitativen Betrachtung des Blutflusses als auch für die quantitative Messung verwendet werden. Die praktische Anwendung der Phasenkontrast-MR-Angiographie-Venographie bei der quantitativen Bestimmung der Fließgeschwindigkeit ist daher evident.

[0007] Es wäre von Vorteil, das Magnetresonanztomografieverfahren zur effektiven Lokalisierung und Identifizierung einer Stenose in einem Blutgefäß entlang einer Peripheriearteriengefäßstruktur eines Patienten zu verwenden, und dieses MR-Verfahren zur Einstufung der Stenose für die folgende Versorgung zu verwenden. Es wäre auch von Vorteil, eine Kontrastmittelbolusinjektion zur Erhöhung des Bildsignal-Zu-Rausch-Verhältnisses in den Arteriengefäßwänden während des ersten Durchlaufs des Kontrastmaterials zur Steigerung des Sichtungsverfahrens zu verwenden. Allerdings muss dafür eine Mehrfachstation-Erfassungssequenz zur Abtastung der gesamten Peripheriegefäßstruktur verwendet werden, wenn der Kontrastbolus durch den Körper läuft. Vorherige Versuche zur Verwendung der MR-Technologie zur Verbesserung der Möglichkeit zur Erfassung und Einstufung von Peripheriearterienstenosen zielen primär auf die Verwendung einer einzelnen anatomischen Abtastung zur Visualisierung des Ortes eines Stenosegefäßsegments. Bei diesem Verfahren war es erwünscht, die höchstmögliche Ortsauflösung zu erreichen, indem die Bildelementgröße verringert wurde. Außerdem wurden herkömmlicherweise zur Minimierung flussbezogener Artefakte, wie einer Intravolumenelemententphasung, die den Grad der Stenose überbewertet kann, ein erstes Moment-Gradientennullen zur Flusskompensation und kurze Echozeit-(TE)-Parameter verwendet.

[0008] Der Stand der Technik sollte durch Bewirken des Gegenteils verbessert werden. Das heißt, das Vorhandensein flussbezogener Artefakte sollte zur Verbesserung der Erfassung einer Arterienstenose durch Empfindlichmachen der Bilderfassung auf Intravolumenelement-Flusseffekte verwendet werden, wodurch Flusslücken verschlimmert und die Sichtbarkeit von Arterienläsionen in einer schnellen Sichtung abtastung erhöht werden. Ferner wären ein Verfahren und eine Vorrichtung zur effektiven Visualisierung einer Stenose (das heißt von Läsionen oder Verengungen) unter Verwendung eines MR-Verfahrens zur Sichtung von Patienten gefolgt von einer gründlicheren und längeren Untersuchung der einzelnen Stenosen von Vorteil, was eine zeitlich effektivere Untersuchung ermöglichen würde. Ferner wäre die Verwendung einer Kontrastmittelbolusinjektion zur Erhöhung des Bildsignal-zu-Rausch-Verhältnisses in den Arteriengefäßwänden während des ersten Durchlaufs des Kontrastmaterials zur Verbesserung des Sichtungsverfahrens von Vorteil. Allerdings muss dazu eine Multistation-Erfassungssequenz zur Abtastung der gesamten Peripheriegefäßstruktur beim Durchlauf des Kontrastbolus durch den Körper verwendet werden.

## Kurzzusammenfassung der Erfindung

30

[0009] Die vorliegende Erfindung betrifft ein Verfahren und eine Vorrichtung zur effektiven Stenoseidentifikation in einer Peripherie-Arteriengefäßstruktur unter Verwendung eines MR-Verfahrens, die die vorstehend angeführten Probleme lösen.

[0010] Die Erfindung beinhaltet einen zweistufigen Ansatz zur genauen Identifizierung von Blutgefäßläsionen, und wird eine Läsion gefunden, zur Spezifizierung des Grads der Stenose. Im Anfangsschritt ist eine Untersuchung zur Läsionsidentifizierung offenbart, die die Verfolgung eines Kontrastbolus, wenn er durch die Arteriengefäßstruktur eines Patienten läuft, und die Erfassung einer Folge von MR-Bildern mit niedriger Ortsauflösung umfasst, wenn der Kontrastbolus durch die Patientengefäßstruktur wandert. Vorzugsweise wird das MR-Bild unter Verwendung einer Gradientenabbildungsimpulsfolge mit einem flussempfindlichen Bipolargradientensignalverlauf erfasst. Die Bipolargradienten erzeugen eine breite Verteilung von Geschwindigkeiten mit einem großen Volumenelement. Da eine in einem gegebenen Volumenelement vorhandene Stenose in einer Intravolumenelement-Flusseffekt in Volumenelementen unmittelbar zu und fern von der Stenose resultiert, kann eine Stenose schnell und effektiv unter Verwendung des Anfangsschritts lokalisiert werden. Nach der Identifizierung einer Stenose wird ein zweiter Schritt durchgeführt, in dem ein MR-Bild hoher Ortsauflösung zur genaueren und spezifischen Einstufung der Stenose im Zielbereich erfasst wird.

[0011] Gemäß einer ersten Ausgestaltung der Erfindung ist ein Verfahren zur Identifikation eines Stenosegefäßes in einer Patientenperipheriearteriengefäßstruktur unter Verwendung der MR-Abbildung offenbart, das die Verfolgung des Durchlaufs eines Kontrastbolus durch den Patienten und die gleichzeitige Durchführung einer Sichtungsuntersuchung durch Erfassung einer Folge erster schneller MR-Bilder mit niedriger Ortsauflösung entlang der Patientenperipheriearteriengefäßstruktur beim Wandern des Kontrastbolus durch den Patienten zur Abtastung nach einer vermuteten Stenose enthält. Das Verfahren beinhaltet dann die Abtastung der Folge erster MR-Bilder zur Identifizierung der erwarteten Stenose, dann die Durchführung einer detaillierten Untersuchung durch die Erfassung eines zweiten MR-Bildes mit höherer Auflösung als die Folge erster MR-Bilder zur Einstufung der identifizierten Stenose.

[0012] Gemäß einer weiteren Ausgestaltung der Erfindung ist ein Untersuchungsverfahren zur Identifikation einer Läsion in einem Blutgefäß einer Patientenperipheriearteriengefäßstruktur und Einstufung einer sich daraus ergebenen Stenose offenbart. Die Untersuchung beinhaltet eine erste Abtastung der Peripheriegefäß, beispielsweise unter Verwendung einer Kontrast-gesteigerten MRA beruhend auf einer Gradientenabbildungsimpulsfolge mit einem Flussempfindlichen Bipolargradientensignalverlauf über eine Patientenperipheriearteriengefäßstruktur und dann die Erfassung und Lokalisierung einer erwarteten Stenose unter Verwendung der Folge erster MR-Bilder. Das Verfahren enthält dann eine Erfassung eines zweiten MR-Bildes, wenn eine Stenose erfasst und lokalisiert wurde. Das zweite MR-Bild hat eine höhere Auflösung als die Folge der ersten MR-Bilder und wird in einem Bereich erfasst, in dem die erwartete Stenose erfasst und lokalisiert wurde, um die erwartete Stenose einzustufen. Wird keine Stenose erfasst und lokalisiert, endet die Untersuchung ohne weitere MR-Bilderfassungen.

[0013] Gemäß einer weiteren Ausgestaltung der Erfindung ist eine MRI-Vorrichtung zur Ausführung einer MR-Stenosierung, und bei Bedarf zur Einstufung eines Stenosegefäßes offenbart, dass ein MRI-System mit einer Vielzahl von Gradientenspulen, die um eine Bohrung eines Magneten zum Einprägen eines Polarisationsmagnetfeldes angeordnet sind, einem RF-Sende/Empfangssystem und einem RF-Modulator, der durch eine Impulssteuereinheit zum Senden von RF-Signalen zu einer RF-Spulenanzordnung zur Erfassung von MR-Bildern enthält. Die MRI-Vorrichtung enthält auch

# DE 101 27 930 A 1

einen Computer, der zum Betreiben des MRI-Systems in zwei Betriebsarten zur effektiven Ausführung einer Stenoseuntersuchung über die gesamte Patientenperipheriearteriengefäßstruktur programmiert ist. Die erste Betriebsart ist zur Erfassung einer Folge erster MR-Bilder mit niedriger Auflösung über die Patientenperipheriearteriengefäßstruktur, dann zum Empfangen einer Eingabe, um die Stenoseuntersuchung entweder zu beenden oder in eine zweite Betriebsart umzuschalten, wenn eine Stenose in der Folge erster MR-Bilder angezeigt ist, programmiert.

5 In der zweiten Betriebsart ist der Computer zur Lokalisierung eines Ansichtfeldes ("field of view") (FOV) zum Eingrenzen der Stenose und dann zur Erfassung zumindest eines zweiten MR-Bildes mit einer höheren Auflösung als die Folge der ersten MR-Bilder des lokalisierten FOV programmiert.

[0014] Gemäß einer weiteren Ausgestaltung der Erfindung sind die vorstehend angeführten Verfahren in einem Computerprogramm implementiert, das auf einem Computer lesbaren Speicherträger fixiert ist, und das, wenn es ausgeführt wird, den Computer zur Erfassung einer Folge erster MR-Bilder einer Patientenperipheriearteriengefäßstruktur veranlasst. Jedes erste MR-Bild in der Folge erster MR-Bilder wird in einer Abtaststation erfasst, wenn ein Kontrastbolus hindurchwandert. Die Folge erster MR-Bilder weist eine hohe Phasenlöschung auf, um einen Patienten auf mögliche Arterienläsionen zu sichten. Der Computer ist ferner zur Eingrenzung eines FOV auf einen Zielbereich in der Patientenperipheriearteriengefäßstruktur programmiert, wenn eine Läsion lokalisiert wurde, und dann zur Erfassung eines zweiten MR-Bildes des Zielbereichs programmiert. Das zweite MR-Bild hat eine höhere Auflösung als die Folge der ersten MR-Bilder und wird lediglich dann erfasst, wenn die Folge der ersten MR-Bilder das Vorhandensein einer Läsion oder Stenose anzeigen.

10 [0015] Auf diese Weise wird die Zielerfassung mit höherer Auflösung nahe der interessierenden Stelle lediglich dann durchgeführt, wenn eine Läsion vorhanden ist, um die Stenose effektiv einzustufen. Dieses Verfahren liefert ein zweistufiges Verfahren mit einem ersten Schritt mit erhöhter Empfindlichkeit bezüglich der Erfassung von Läsionen, die schnell erfasst werden können, über die gesamte Peripheriearteriengefäßstruktur, wobei dann der zeitaufwendigere zweite Schritt der Erfassung eines Bildes mit hoher Spezifikation zur Einstufung der Läsion lediglich dann durchgeführt wird, wenn eine Läsion im ersten Schritt erfasst wurde. Dieser zweistufige Ansatz erhöht die Effektivität zur genauen Peripheriegefäßstrukturstenoseerfassung und Beurteilung.

15 [0016] Aus der folgenden näheren Beschreibung werden weitere Merkmale, Aufgaben und Vorteile der Erfindung unter Bezugnahme auf die beiliegende Zeichnung ersichtlich.

## Kurzbeschreibung der Zeichnung

20 [0017] Die Figuren veranschaulichen das bevorzugte Ausführungsbeispiel. Es zeigen:  
[0018] Fig. 1 ein schematisches Blockschaltbild eines MR-Abbildungssystems zur Verwendung mit der Erfindung,  
[0019] Fig. 2 eine schematische Darstellung eines Beispielstenogefäßes in einem menschlichen Patienten, für den die Erfindung zum Lokalisieren angewendet wird,  
[0020] Fig. 3 ein Ablaufdiagramm eines Ausführungsbeispiels der Erfindung,  
[0021] Fig. 4 ein Zeitallaufdiagramm einer MR-Abbildungsimpulsfolge, die bei der Erfindung angewendet wird,  
[0022] Fig. 5 ein Ablaufdiagramm eines Verfahrens zur Beurteilung der Schwere einer Stenose, die erfindungsgemäß erfasst wurde,  
[0023] Fig. 6 ein Zeitallaufdiagramm einer MR-Abbildungsimpulsfolge, die in Übereinstimmung mit dem Ablaufdiagramm in Fig. 5 angewendet wird,  
[0024] Fig. 7 eine schematische Darstellung eines Querschnitts eines Blutgefäßes, das ein Flussgeschwindigkeitsaliasing gemäß dem in den Fig. 5 und 6 dargestellten Verfahren zeigt,  
[0025] Fig. 8 eine schematische Darstellung einer Anordnung zur Ausführung einer Peripherie-MR-Angiographieuntersuchung zum Lokalisieren und Beurteilen einer Stenose gemäß der Erfindung,  
[0026] Fig. 9 und 10 Ablaufdiagramme eines Ausführungsbeispiels der Erfindung zur Verwendung mit der Anordnung in Fig. 8, und  
[0027] Fig. 11 ein Blockschaltbild des Ausführungsbeispiels der Erfindung, das die Erfindung wie in den Fig. 1 bis 10 gezeigt enthält.

## Ausführliche Beschreibung des bevorzugten Ausführungsbeispiels

25 [0028] In Fig. 1 sind die Hauptkomponenten eines bevorzugten MRI-Systems 10, das die Erfindung beinhaltet, gezeigt. Der Betrieb des Systems wird von einer Bedienerkonsole 12 aus gesteuert, die eine Tastatur oder eine andere Einrichtung 13, ein Steuerpult 14 und eine Anzeigeeinrichtung 16 enthält. Die Konsole 12 kommuniziert über eine Verbindung 18 mit einem separaten Computersystem 20, das einem Bediener die Steuerung der Erzeugung und Anzeige von Bildern auf dem Bildschirm beziehungsweise der Anzeigeeinrichtung 16 ermöglicht. Das Computersystem 20 enthält eine Vielzahl von Einheiten, die miteinander über eine Rückwandplatine 20a kommunizieren. Diese beinhalten eine Bildverarbeitungseinheit 22, eine CPU 24 und eine Speichereinheit 26, die im Stand der Technik als Bildpuffer zur Speicherung von Bilddatenarrays bekannt ist. Das Computersystem 20 ist mit einem Plattspeicher 28, einem Bandlaufwerk 30 oder einer anderen Form eines Computer-lesbaren Speicherträgers zur Speicherung von Bilddaten und Programmen verknüpft und kommuniziert mit einer separaten Systemsteuerung 32 über eine serielle Hochgeschwindigkeitsverbindung 34. Die Eingabeeinrichtung 13 kann eine Maus, ein Joystick, eine Tastatur, einen Trackball, einen Sensorbildschirm, eine Lichtwand, eine Sprachsteuerung oder eine ähnliche Einrichtung enthalten, und kann zur interaktiven Geometrievorgabe verwendet werden. Die Systemsteuerung 32 enthält einen Satz von Einheiten, die miteinander über eine Rückwandplatine 32 verbunden sind.

30 [0029] Diese beinhalten eine CPU 36 und eine Impulsgeneratoreinheit 38, die mit der Bedienerkonsole 12 über eine serielle Verbindung 40 verbunden ist. Über diese Verbindung 40 empfängt die Systemsteuerung 32 Befehle vom Bediener, die die durchzuführende Abtastfolge bezeichnen. Die Impulsgeneratoreinheit 38 betreibt die Systemkomponenten zur

# DE 101 27 930 A 1

Ausführung der gewünschten Abtastfolge und erzeugt Daten, die den Zeitpunkt, die Stärke und die Form der erzeugten RF-Impulse und den Zeitpunkt und die Länge des Datenerfassungsfensters bezeichnen. Die Impulsgeneratoreinheit 38 ist mit einem Satz von Gradientenverstärkern 42 zur Bezeichnung des Zeitpunkts und der Form der während der Abtastung erzeugten Gradientenimpulse verbunden. Die Impulsgeneratoreinheit 38 empfängt auch Patientendaten von einer physiologischen Erfassungssteuereinrichtung 44, die Signale für eine Vielzahl verschiedener mit dem Patienten verbundener Sensoren empfängt, wie EKG-Signale von an dem Patienten angebrachten Elektroden. Die Impulsgeneratoreinheit 38 ist mit einer Abtastraumschnittstellenschaltung 46 verbunden, die Signale von verschiedenen mit dem Zustand des Patienten und des Magnetsystems assoziierten Sensoren empfängt. Über diese Abtastraumschnittstellenschaltung 46 empfängt ein Patientenpositionierungssystem Befehle zur Bewegung des Patienten an die gewünschte Abtastposition.

[0030] Die durch die Impulsgeneratoreinheit 38 erzeugten Gradientensignalverläufe werden dem Gradientenverstärkersystem 42 mit GX-, GY- und GZ-Verstärkern zugeführt. Jeder Gradientenverstärker erregt eine entsprechende Gradientenspule in einer allgemein mit 50 bezeichneten Anordnung zur Erzeugung der Magnetfeldgradienten, die zur Ortskodierung erfasster Signale verwendet werden. Die Gradientenspulenanzahl 50 bildet einen Teil einer Magnetanordnung 52, die einen Polarisationsmagneten 54 und eine Ganzkörper-RF-Spule 56 enthält. Eine Sende-/Empfangseinheit 58 in der Systemsteuerung 32 erzeugt Impulse, die durch einen RF-Verstärker 60 verstärkt und zu der RF-Spule 56 durch einen Sende-/Empfangsschalter 52 geführt werden. Die durch die erregten Kerne im Patienten emittierten resultierenden Signale können durch die gleiche RF-Spule 56 erfasst und durch den Sende-/Empfangsschalter 62 einem Vorverstärker 64 zugeführt werden. Die verstärkten MR-Signale werden in dem Empfangsabschnitt der Sende-/Empfangseinheit 58 demoduliert, gefiltert und digitalisiert. Der Sende-/Empfangsschalter 62 wird durch ein Signal von der Impulsgeneratoreinheit 38 zur elektrischen Verbindung des RF-Verstärkers 60 mit der Spule 56 während des Sendemodus und zur Verbindung des Vorverstärkers 64 während des Empfangsmodus gesteuert. Der Sende-/Empfangsschalter 62 ermöglicht auch die Verwendung einer separaten RF-Spule (beispielsweise einer Oberflächenspule) sowohl im Sende- als auch im Empfangsmodus.

[0031] Die durch die RF-Spule 56 aufgenommenen MR-Signale werden durch die Sende-/Empfangseinheit 58 digitalisiert und zu einer Speichereinheit 66 in der Systemsteuerung 32 übertragen. Ist eine Abtastung vollständig, wurde ein Array von rohen K-Raumdaten in der Speichereinheit 66 erfasst. Diese rohen K-Raumdaten werden in separate K-Raumdatenarrays für jedes zu rekonstruierende Bild umgesetzt, und jedes dieser Arrays wird in einen Arrayprozessor 68 eingegeben, der zur Fouriertransformation der Daten in ein Array von Bilddaten arbeitet. Diese Bilddaten werden über die serielle Verbindung 34 dem Computersystem 20 zugeführt, wo sie auf dem Platterspeicher 28 gespeichert werden. Als Antwort auf von der Bedienerkonsole 12 empfangene Befehle können diese Bilddaten auf dem Bandlaufwerk 30 archiviert oder durch die Bildverarbeitungseinheit 22 weiter verarbeitet und der Bedienerkonsole 12 zugeführt und auf der Anzeigeeinrichtung 16 dargestellt werden.

[0032] Die vorliegende Erfindung beinhaltet ein Verfahren und ein System, die zur Verwendung mit dem vorstehend angeführten MR-System oder einem ähnlichen oder äquivalenten System zum Erhalten von MR-Bildern geeignet sind. Die Erfindung umfasst einen zweistufigen Ansatz zur Verbesserung der Effektivität für eine genaue Peripheriegefäßstruktur-Stenoseidentifikation und Einstufung.

[0033] In Fig. 2 ist eine schematische Darstellung eines Blutgefäßes 100 in Längsrichtung mit hindurchfließendem zählüssigem Blut 102 gezeigt. Das Blutgefäß 100 ist mit einem ersten Ende 104 als Einlass und einem zweiten Ende 106 als Auslass gezeigt. Zwischen den Enden 104 und 106 befindet sich eine Verengung beziehungsweise ein Stenosebereich 108. In einem derartigen Stenosegefäß ist die Blutflussgeschwindigkeit V2 am Auslassende 106 größer als die Blutflussgeschwindigkeit V1 am Einlass 104 (das heißt  $V2 > V1$ ) und dementsprechend ist der Blutdruck P2 am Auslassende 106 geringer als der Blutdruck P1 am Einlassende 104 (das heißt  $P2 < P1$ ). Im Allgemeinen ist in einem Stenosegefäß wie dem Blutgefäß 100 der Bereich 110 im Auslassende des Gefäßes 106, der unmittelbar nach der Verengung 108 liegt, durch sehr schnelle Blutflussgeschwindigkeiten oder komplexe Blutflussmuster charakterisiert. Des Weiteren hören in Bereichen, in denen der Grad der Verengung hoch ist, die austretenden Flussmuster im Bereich 110 auf, laminar zu sein, und nehmen komplexe Flussmuster an, was die Erzeugung von Flussstrudeln und Wirbeln einschließt.

[0034] Die Erfindung zieht zum Teil einen Vorteil aus der Tatsache, dass hemodynamische signifikante Stenosen durch hohe Geschwindigkeitsgradienten über die Flussachse und entlang ihrer Länge charakterisiert werden können. Die hemodynamische Schwere der Stenose kann dann durch Änderungen in den Geschwindigkeitsgradienten über das Stenosegebiet eingestuft werden. Im Allgemeinen ist die Erfindung ein zweistufiger Ansatz zur Identifizierung eines Stenosegefäßes und eines Bereichs mit einer Läsion in einem Blutgefäß, und dann bei Bedarf zur Einstufung der Stenose mittels einer ausführlicheren Bilderfassung. Dieser Ansatz erhöht die Effizienz für eine genaue Stenoseerfassung und Beurteilung dahingehend, dass durch die erste Erfassung eines Bildes mit niedriger Ortsauflösung (beispielsweise ein bis zwei mm pro Bildelement), das bezüglich einer Läsionserfassung äußerst empfindlich ist, ein großes Gebiet zu Beginn schnell abgetastet werden kann, und, falls eine Läsion identifiziert wird, eine zweite Abtastung mit höherer Ortsauflösung zur genaueren und spezifischen Einstufung der Stenose erfasst werden kann.

[0035] Fig. 3 zeigt ein Ablaufdiagramm eines Ausführungsbeispiels, das sowohl das Verfahren als auch die Darstellung der im Computer des MRI-Geräts in Fig. 1 programmierten Software veranschaulicht. Die Abtastung beginnt mit einer Initialisierung 120, die eine Patientenvorbereitung 122 zum Unterziehen einer MRI-Untersuchung enthält. Eine derartige Vorbereitung enthält die korrekte Platzierung des Patienten auf einem bewegbaren Tisch, was nachstehend unter Bezugnahme auf Fig. 8 näher beschrieben wird, und die Injektion eines Kontrastmittelbolus zum Erhalten eines erhöhten Signal-Zu-Rauschverhältnisses in den Arteriengefäß während des ersten Durchlaufs des Kontrastmittels. Im ersten Schritt des zweistufigen Systems der Erfindung wird eine Sichtungsuntersuchung für eine schnelle Sichtung ausgeführt, die sowohl mit extra-zellulären Kontrastmitteln als auch intravaskulären Kontrastmitteln anwendbar ist. Zur effektiven und effizienten Abbildung der Peripheriearteriengefäßstruktur eines Patienten wird eine flussempfindliche dreidimensionale Fast-Abbildungsimpulsfolge verwendet. Da die Peripheriegefäßstruktur eine Länge von 1 bis 1,2 Meter des Körpers überdecken kann, verwendet die Erfindung eine Multistation-Fast-3D-Impulsfolge, die dem Durchlauf des Kontrastbolus folgen oder diesen verfolgen kann, wenn er durch den Körper wandert, was nachstehend unter Bezug-

- nahme auf die **Fig. 8 bis 11** beschrieben wird. Gemäß diesem Vorgang inspiziert das Verfahren im Allgemeinen periodisch eine Kontrastankunft in jeder nachfolgenden Station in einer Multistation-Anordnung unter Verwendung beispielsweise einer elliptischen zentrischen Ansichterfassungsreihenfolge. Ist der Kontrast einmal an einer nachfolgenden Station angekommen, wird die Bilderfassung ausgesetzt und der Tisch automatisch an die nächste Station bewegt. Vorzugsweise verwendet die bei diesem Verfahren angewendete dreidimensionale Gradientenerfassungsfolge näherungsweise  $2 \times 3 \times 4$  mm Volumenelementdimensionen mit einem Teil-Fourierfassungsverfahren, das näherungsweise 96 Ky-Linien und ungefähr 32 Kz-Linien erfasst. Unter Verwendung einer Wiederholungszeit von ungefähr 3 bis 5 ms und unter der Annahme, dass ein Echo für jeden RF-Impuls erfasst wird, werden insgesamt 3072 RF-Anregungsimpulse für jede Erfassung verwendet. In Folge dessen kann ein vollständiges Bild mit einer Gesamtabtastzeit von näherungsweise 15 Sekunden erfasst werden. Wie es ferner unter Bezugnahme auf **Fig. 4** beschrieben ist, werden flussempfindliche Gradienten in allen drei Richtungen zur Ausbildung einer Unempfindlichkeit bezüglich der Orientierung des Gefäßes oder der Stenose angewendet. Allerdings können bei der entfernten Peripheriegefäßstruktur, wo der Fluss in der cranial-kaudal-(Superior-Inferior-)Richtung überwiegt, die flussempfindlichen Gradienten lediglich in einer Richtung angelegt werden.
- [0036]** Nachdem gemäß **Fig. 3** der Patient vorbereitet wurde **122**, wird die Multistationsuntersuchung geplant und Scout-Abtastungen werden erfasst. Die Multistation-Abtastebenen für die Stenoseuntersuchung werden für die Peripheriearteriengefäßstruktur des Patienten lokalisiert **124**. Als nächstes wird eine Folge erster MR-Bilder mit niedriger Auflösung zur Sichtung der Abtastebenen erfasst **126**. Die Folge erster MR-Bilder wird unter Verwendung einer Impulsfolge mit flussempfindlichen Bipolargradienten erfasst, was nachstehend unter Bezugnahme auf **Fig. 4** beschrieben wird. Die Folge erster MR-Bilder wird dann im Schritt **128** auf ein Anzeichen einer Läsion oder einer Stenose durch Suchen nach Flusslücken als Anzeichen der Stenose analysiert. Die Flusslücken werden nahe oder um die Stelle einer Stenose als Folge der Anwendung des flussempfindlichen Bipolargradientensignalverlaufs in allen drei Richtungen in der Impulsfolge erzeugt. Gibt es keine Anzeichen von Flusslücken **130**, **132** und daher kein Anzeichen einer Stenose, wird die Untersuchung als abgeschlossen betrachtet **134**, und der Patient wird ohne weitere zeitraubende MR-Bilderaufnahmen entlassen. Auf diese Weise können Patienten effektiver für eine vollständige Peripheriearteriengefäßstruktur-Stenoseerfassung gesichtet werden.
- [0037]** Wird allerdings eine Stenose durch das Erscheinen von Flusslücken in zummindest einem der Folge erster MR-Bilder angezeigt **130**, **136**, wird das Ansichtsfeld (FOV) auf ein Zielgebiet der erwarteten Stenose **138** eingeschränkt. Dann wird ein zweites MR-Bild mit einer höheren Auflösung als Folge der ersten MR-Bilder zur Abtastung der identifizierten erwarteten Stenose in dem lokalisierten Zielgebiet **140** erfasst. Außerdem kann die Schwere der Stenose durch Messen des Geschwindigkeitskodierwerts (VENC-Werts) in Echtzeit derart beurteilt werden, dass das Einsetzen einer vollständigen Intravolumenelementflusssentphasung für eine Erfassung mit großen Volumenelementgrößen oder das Einsetzen von Aliasing im Gefäß für Erfassungen mit kleinen Volumenelementgrößen beobachtet wird, was nachstehend unter Bezugnahme auf die **Fig. 5** bis **7** beschrieben wird. Das Bild hoher Auflösung wird dann zur Einstufung der Stenose analysiert **142**, woraufhin die Untersuchung abgeschlossen ist **134**. Dies liefert dann ein Verfahren und ein System zur Erhöhung der Empfindlichkeit zur Erfassung von Läsionen und auch ein Verfahren und ein System mit großer Spezifikation zur Einstufung einer Läsion nicht mittels einer einzigen Erfassung sondern einer Folge von Erfassungen.
- [0038]** **Fig. 4** zeigt die Phasenkontrastabbildungsimpulsfolge **160**, die bei der Erfassung der Folge der ersten MR-Bilder verwendet wird. Wie es bei diesem bevorzugten Ausführungsbeispiel gezeigt ist, erzeugen die flussempfindlichen Gradienten **162**, **164** und **166** eine flussempfindliche Impulsfolge, die als Sichtungswerkzeug mit hoher Empfindlichkeit bezüglich der Erfassung von Läsionen dient. Die flussempfindlichen Gradienten **162**, **164** und **166** sind Bipolargradienten zur Akzentuierung der Phasenlöschung und dadurch zur Erhöhung der Flusssentphasung. Alternativ dazu kann die Flusssentphasung der Folge der ersten MR-Bilder durch Erhöhung der Volumenelementgröße für eine größere Verteilung der Geschwindigkeitsvektoren bewirkt werden. In jedem Fall werden die ersten (Sichtungs-)MR-Bilder mit einer höheren Phasenlöschung und niedrigeren Auflösung erfasst, und können daher relativ schnell erfasst werden. Im Allgemeinen kann die erste Sichtungsuntersuchung entweder mit einer flussempfindlichen Impulsfolge wie in **Fig. 4** gezeigt oder mit einer Kontrastmaterial-steigerten Abbildungsimpulsfolge bewirkt werden. Die Impulsfolge kann entweder eine zweidimensionale Erfassung mit Luftanhäften oder eine dreidimensionale Erfassung mit freiem Atmen sein, die unter Verwendung eines Navigatorechos oder eines ähnlichen atmungsgesteuerten Verfahrens atmungsgesteuert wird.
- [0039]** Wie es in **Fig. 4** gezeigt ist, werden die flussempfindlichen Bipolargradienten **162**, **164** und **166** in allen drei Richtungen zur Ausbildung einer Unempfindlichkeit bezüglich der Orientierung des Blutgefäßes oder der Stenose angelegt. Es ist ersichtlich, dass, obwohl **Fig. 4** die flussempfindlichen Gradienten im Wesentlichen ausgerichtet zeigt, da dieser Aspekt der Erfindung nicht auf die Messung der Flussgeschwindigkeit gerichtet ist, diese nicht koinzident sein müssen. Es wird lediglich bevorzugt, dass die flussempfindlichen Gradienten **162**, **164** und **166** sich zwischen dem Impulskodiergradienten **168** und dem Auslesegradienten **170** befinden. Die Phasenkodiergradienten **172** und **174** zusammen mit den Gradientenbrechern **176**, **168** und dem RF-Impuls **180** sind jeweils als Referenzpunkte gezeigt. Obwohl der flussempfindliche Gradient **166** in der Phasenrichtung durch den Phasenkodiergradienten **172** getrennt gezeigt ist, ist ersichtlich, dass dies ein bevorzugtes Ausführungsbeispiel zur Steigerung der Flussempfindlichkeit ist. Alternativ dazu kann jeder Pol des Bipolargradienten **166** zeitlich näher zusammen mit einer entsprechenden Erhöhung der Amplitude des ersten Moments gebracht werden. Es ist ersichtlich, dass entweder ein größeres Moment oder eine höhere zeitliche Trennung zur Entphasung der Spins und Erhöhung der Flussempfindlichkeit erforderlich ist. Bei einem bevorzugten Ausführungsbeispiel ist die Impulsfolge eine dreidimensionale Fast-Gradientenechoimpulsfolge unter Verwendung der flussempfindlichen Bipolargradienten **162**, **164**, **166**.
- [0040]** Der Wert des ersten Moments des Bipolargradienten ist nominal auf einen geringen VENC-Wert gesetzt, so dass die Geschwindigkeitsverteilung in einem Volumenelement größer als  $2\pi$  ist. Dies resultiert in einer Löschung des Signals aus diesem Volumenelement, da sich die Nettomagnetisierung zu null oder nahezu zu null mittelt.
- [0041]** Es folgt eine kurze Beschreibung der VENC-Wert-Berechnung und Einstellung. Der Wert des ersten Moments für einen einzelnen Bipolargradientensignalverlauf ist gegeben durch:

$$M_1 = AT, \quad [1]$$

wobei A die Fläche des unipolaren Teils eines Bipolargradientensignalverlaufs und T die zeitliche Trennung zwischen den zwei unipolaren Keulen ist, die jeweils entgegengesetzte Polarität haben, und die den Bipolargradientensignalverlauf bilden, wie es in Fig. 4 gezeigt ist. Die resultierende durch den Bipolargradientensignalverlauf erzeugte Phase ergibt sich zu:

$$\phi = \gamma M_1 \vec{v} . \quad [2]$$

wobei  $\gamma$  das gyromagnetische Verhältnis und  $\vec{v}$  die Geschwindigkeit ist. Die bei der Phasendifferenzverarbeitung gemessene Phase ergibt sich zu:

$$\Delta\phi = 2\gamma M_1 \vec{v} . \quad [3]$$

[0042] Da der VENC-Wert bei dieser bestimmten Geschwindigkeit derart ist, dass die entsprechende Phasenverschiebung  $\pi$  Radian beträgt, ist erfahrungsgemäß das erste Moment des Bipolarsignalverlaufs folgendermaßen angepasst:

$$M_1 = \frac{\pi}{\gamma VENC} . \quad [4]$$

[0043] Wie es aus einem Vergleich der Gleichungen 3 und 4 ersichtlich ist, ist dieser Ausdruck für den VENC-Wert die Hälfte dessen, was in einer Phasenkontrasterfassung verwendet wird, wo die Phasendifferenz zwischen zwei Erfassungen mit getoggelter Polarität der Bipolarsignalverläufe den Wert für das erste Moment bestimmt.

[0044] Es folgt eine Beschreibung der Echtzeit-Spitzenflussgeschwindigkeitsmessung unter Bezugnahme auf Fig. 5, auf die in Block 140 in Fig. 3 Bezug genommen wurde. Dieser Abschnitt der Erfindung zieht einen Vorteil aus der Tatsache, dass eine hodynamisch signifikante Stenose durch die hohen Geschwindigkeitsgradienten über die Flussachsen und entlang der Länge der Stenose charakterisiert werden kann. Dieser Aspekt der Erfindung kann zur Einstufung der Stenose beruhend auf den Änderungen in den Geschwindigkeitsgradienten über das Stenosegebiet verwendet werden. Dazu wird eine Echtzeitphasenkontrast-MR-Bildimpulsfolge mit einer Phasendifferenzverarbeitung zur Auswertung der Spitzenflussgeschwindigkeit über eine derartige Stenose verwendet. Somit wird dem Benutzer die Steuerung einer Richtung eines Geschwindigkeitskodiergradienten und eines Werts des Geschwindigkeitskodiergradienten ermöglicht, der nachstehend als VENC-Wert bezeichnet wird. Im Allgemeinen kann durch Erhöhung des VENC-Werts bis zur Beobachtung des Einsetzens eines flussbezogenen Aliasings die Spitzengeschwindigkeit über die Stenose durch Korrelieren des Einsetzens des Flussgeschwindigkeitsaliasing mit der VENC-Einstellung bestimmt werden. Die Verabreichung eines Kontrastmittels verkürzt die T1-Zeit zur Verbesserung der Signalintensität und erhöht demzufolge das Signal-zu-Rauschverhältnis. Daraus ergibt sich erfahrungsgemäß eine entsprechende Erhöhung der Effektivität der Beurteilung der Schwere der Stenose.

[0045] Gemäß diesem Aspekt der Erfindung zeigt Fig. 5 sowohl das Verfahren als auch eine Darstellung der in dem Computer des MRI-Geräts in Fig. 1 programmierten Software. Auf die Initialisierung der Schwere-Beurteilungsroutine 140, 200, wird ein Patient zum Unterziehen einer MRI-Untersuchung vorbereitet 202, was bekannt ist. Der Patient und/oder das MR-Gerät sind derart eingerichtet, um die zweiten MR-Bilder in einem Zielbereich eines erwarteten Stenosegefäßes 204 zu erfassen.

[0046] Unter Verwendung der vorstehend angeführten und nachstehend unter Bezugnahme auf Fig. 6 weiter beschriebenen Echtzeit-Phasenkontrastimpulsfolge wird die Flussempfindlichkeitsrichtung beziehungsweise die Flusserfassungsrichtung entlang der Richtung oder Achse des Fluxes und über die Stenose an 206 ausgerichtet. An diesem Punkt wird der VENC-Wert 208 auf einen darunter liegenden Wert gesetzt, von dem bekannt ist, dass kein Flussgeschwindigkeitsaliasing auftritt, beziehungsweise ein Bild kann zur Einstellung des VENC-Werts erfasst werden, an dem kein Aliasing beobachtet wird. Fig. 7 zeigt ein Beispiel eines flussbezogenen Aliasings. Fig. 7 ist ein Querschnitt des Gefäßes 100, wie dem in Fig. 2 gezeigten. Ohne flussbezogenes Aliasing erscheint das Gefäß 100 als weißes Feld in dem rekonstruiertem MR-Bild, wie es durch das Bezugszeichen 262 gezeigt ist. Die Phase in dem Gefäß verändert sich auch ein wenig. Allerdings erscheint nach dem Einsetzen des flussbezogenen Aliasings (das nachstehend mathematisch näher beschrieben wird) der Aliasingabschnitt 264 dunkler, entweder in grauen Schatten oder in schwarz. Der Aliasingabschnitt 264 kann als gesamter Abschnitt des Gefäßes 100 wie in Fig. 7 gezeigt erscheinen, oder kann als Streifen oder kleinerer Abschnitt des Gefäßes 100 auftreten. Außerdem kann das Einsetzen des flussbezogenen Aliasings durch die abrupten Änderungen in der Phase in dem Gefäß charakterisiert werden. In jedem Fall gibt es bei der Erhöhung des VENC-Werts auf den Aliasingpunkt ein Anzeichen eines plötzlichen Ergrauens in dem Gefäß.

[0047] Ist gemäß Fig. 5 der VENC-Wert einmal gesetzt 208, wird ein Bild erfasst 210, der VENC-Wert erhöht 212 und ein weiteres Bild erfasst 214. Dieses Bild wird dann zur Bestimmung verwendet, ob das flussbezogene Aliasing in dem Stenosegefäß aufgetreten ist 216. Ist es nicht aufgetreten 218, wird der VENC-Wert inkremental erhöht 212, bis das flussbezogene Aliasing in dem an 214 erfassten Bild beobachtet wird 216, 220. Der VENC-Wert 212, der sich beim Einsetzen des flussbezogenen Aliasing 216, 220 ergab, wird dann in Schritt 222 aufgezeichnet. Soll ein weiterer Datensatz an einer verschiedenen Position entlang des Stenosegefäßes erfasst werden 224, wird die Erfassungsstelle entlang des Stenosegefäßes neu lokalisiert 226 und der vorstehend beschriebene Prozess wird so oft wiederholt, wie es vom MR-Bediener gewünscht ist. Das heißt, die Spins richten sich erneut entlang der Flussempfindlichkeitsrichtung über die Stenose aus 206, der VENC-Wert wird in Schritt 208 neu gesetzt, ein Bild wird in Schritt 210 erfasst, und dann wird der VENC-Wert inkrementiert 212, bis Aliasing in dem erfassten Bild 214 beobachtet wird 216, 220. Nachdem der VENC-Wert wiederum aufgezeichnet wurde 222, und der MR-Bediener genügend Daten erfasst hat 224, 228, können die korrelierten VENC-

# DE 101 27 930 A 1

Werte verglichen werden 230, um die Schwere der Stenose und/oder den exakten Ort der Stenose zu bestimmen. Die Untersuchung ist dann vollständig 232.

[0048] Fig. 6 zeigt die Phasenkontrastabbildungsimpulsfolge 240, die erfahrungsgemäß verwendet wird. Wie es bei diesem bevorzugten Ausführungsbeispiel gezeigt ist, fallen die Flussempfindlichkeitsgradienten 242, 244 und 246 relativ in der Zeit zusammen, um die Drehung der Richtung der Flussempfindlichkeitsgradienten in Echtzeit durch den Benutzer zu ermöglichen. Obwohl Fig. 6 die Flussempfindlichkeitsgradienten im Wesentlichen ausgerichtet zeigt, ist verständlich, dass die Bedeutung der Platzierung der Flussempfindlichkeitsgradienten darin liegt, dass sie bezüglich der Gesamtimpulsfolge 240 relativ zusammen fallen. Es wird bevorzugt, dass die Flussempfindlichkeitsgradienten 242, 244 und 246 zeitlich relativ zusammenfallend zwischen dem Impulsodiergradienten 248 und dem Auslōsegradienten 250 platziert sind. Die Phasenkodiergradienten 252 und 254 zusammen mit dem Gradientenbrechern 256, 258 und dem RF-Impuls 260 sind jeweils als Referenzpunkte gezeigt.

[0049] Die folgende Beschreibung ist eine vollständigere Beschreibung der Bipolargradienten und Phasenkontrastabbildung. Wird ein in einer bestimmten Richtung angelegter Magnetfeldgradient betrachtet, ist die durch eine Spinanordnung akkumulierte Phase eine Funktion der Gleichung der Bewegung dieser Anordnung und des angelegten Gradientenfeldes. Das heißt:

$$\phi = \int_0^t \gamma \vec{G}(t) \cdot \vec{r}(t) dt , \quad [5]$$

wobei  $\vec{G}(t)$  der den zeitveränderlichen Gradienten (Richtung und Amplitude) beschreibende Vektor und  $\vec{r}(t)$  der Bewegungsvektor ist:

$$\vec{r}(t) = \vec{r}_0 + \vec{v}t + \frac{1}{2} \vec{a}t^2 + \dots \quad [6]$$

wobei der erste Term die Anfangsposition der Spinanordnung zur Zeit  $t = 0$  und die anderen Terme die Bewegung auf Grund einer konstanten Geschwindigkeit, Beschleunigung und Bewegung höherer Ordnung darstellen. Die Bewegung höherer Ordnungen kann für diese Beschreibung ignoriert werden, da die konstante Geschwindigkeitskomponente dominiert.

[0050] Zum besseren Verständnis der Interaktion von Geschwindigkeit und Phase kann Gleichung 5 wie folgt erweitert werden:

$$\begin{aligned} \phi &= \gamma r_0 \int_0^t G(t) dt + \gamma v \int_0^t t G(t) dt \\ &= \gamma r_0 M_0 + \gamma v M_1 , \end{aligned} \quad [7]$$

wobei  $M_0$  und  $M_1$  jeweils das nullte und erste Gradientenmoment darstellen. Ist  $\vec{G}(t)$  eine einzelne unipolare Gradientenkeule, ist die Phase in einem Volumenelement durch Gleichung 7 gegeben. Wird unmittelbar nach diesem Gradienten ein identischer unipolarer Gradient mit entgegengesetztem Vorzeichen angelegt, ist die Phase auf Grund dieser zweiten Gradientenkeule gegeben durch:

$$\phi' = \gamma r_0 M_0' + \gamma v M_1' . \quad [8]$$

[0051] Da das nullte Moment lediglich die Fläche unter der Gradientenkeule ist, ist  $M_0' = -M_0$ . Werden sie kombiniert, stellen die zwei unipolaren Keulen mit identischer Fläche aber entgegengesetzten Vorzeichen einen einzelnen Bipolargradientensignalverlauf dar. Da das erste Moment aber ein durch die Zeit gewichtetes Integral ist, ist  $M_1'$  nicht gleich  $-M_1$ . Die durch die kombinierte Bipolargradientenkeule kumulierte Phase ist dann die Summe aus Gleichung 7 und Gleichung 8:

$$\phi_1 = \phi + \phi' = \gamma v (M_1' + M_1) . \quad [9]$$

[0052] Es ist anzumerken, dass die Phasenakkumulation aus einem angelegten Bipolargradienten unabhängig von der Anfangsposition und direkt proportional zur Geschwindigkeit ist. Der Bipolargradient hat eine Nettofläche von 0 und hat keine Auswirkung auf stationäres Gewebe. Somit kann ohne Verlust der Allgemeingültigkeit  $\vec{G}(t)$  als einzelner Bipolar-Signalverlauf betrachtet werden, so dass die Phase einfach durch Gleichung 2 gegeben ist:

$$\phi = \gamma M_1 \vec{v} . \quad [2]$$

[0053] In einem perfekten Experiment liefert eine einzige Erfassung mit einem Bipolargradienten ein Bild, dessen Phase den Fluss in der Richtung des angelegten Gradienten darstellt, wie es durch Gleichung 2 gegeben ist. Allerdings tragen Restwirbelströme, die Magnetfeldhomogenität und die magnetische Suszeptibilität zu einer sich örtlich verrendenden Phase ungleich 0 selbst über stationäres Gewebe bei. Diese Ortsphasenschwankung ist nicht flussbezogen und kann über ein Bild groß sein. Zur Vermeidung dieses Problems werden zwei Bilder mit Bipolargradienten entgegengesetzten Vorzeichens (getoggelte Bipolargradienten) subtrahiert. Jede Phase ungleich 0 auf Grund stationären Gewebes wird beseitigt, und es resultiert ein Bild, in dem die Phasendifferenz in den zwei Erfassungen akkumuliert ist. Durch Invertieren des Bipolarsignalverlaufs für die zweite Erfassung ist die Phase dieser nachfolgenden Erfassung die Negation von Gleichung 2 (das heißt  $\phi_2 = -\phi_1$ ) und  $M_1,acq2 = -M_1,acq1 = -M_1$ . Die Phasendifferenz in dem subtrahierten Bild ergibt sich zu:

$$\Delta\phi = \phi_1 - \phi_2 = \gamma \bar{v} \Delta M_1 ,$$

[10]

mit

5

$$\Delta M_1 = \int_0^t 2t G(t) dt .$$

[11]

10

[0054] Aus der Phasendifferenzgleichung, Gleichung 10, wird klar, dass, wenn die Spins die Flussrichtung umkehren, das heißt  $\bar{v}$  das Vorzeichen umkehrt, eine entsprechende Änderung des Vorzeichens von  $\Delta\phi$  geschieht. Daher liefert die Amplitude eines Phasendifferenzbildes ein Maß der Fließgeschwindigkeit, während das Vorzeichen die Flussrichtung angibt.

15

[0055] Das Phasendifferenzbild (nach der Subtraktion) zeigt den Wert von Gleichung 10 an jedem Bildelement an. Die durch Gleichung 10 gegebene Phasenverschiebung ist proportional zur Geschwindigkeit und der Differenz in dem ersten Gradientenmoment (Gleichung 11). Überschreitet  $\Delta\phi \pi$  Radian beziehungsweise 180 Grad beziehungsweise eine Phase wird als eine andere verschiedene Phase falsch interpretiert, tritt Aliasing auf, wie es in Fig. 7 gezeigt ist. Beispielsweise ist eine Phasendifferenz von  $+190^\circ$  von einer Phasendifferenz von  $-170^\circ$  oder sogar  $-530^\circ$  nicht unterscheidbar. Somit können Spins mit einer hohen Geschwindigkeit so dargestellt sein, als hätten sie eine geringere Geschwindigkeit, oder in eine Richtung fließende Spins können falsch als in die entgegengesetzte Richtung fließend dargestellt werden. Dies ist das Phänomen, das hier als Geschwindigkeitsflussaliasing bezeichnet wird und der Bildverdrillung analog ist.

20

[0056] Zum Herausfinden des Punkts des flussbezogenen Aliasing werden die Phasenverschiebungen in Gleichung 10 zuerst innerhalb  $\pm 180^\circ$  ( $\pm \pi$  Radian) gebracht. Dann kann durch Hochsetzen des VENC-Werts bis zum Einsetzen des flussbezogenen Aliasing die Spitzengeschwindigkeit wie vorstehend beschrieben bestimmt werden.

25

[0057] Die Erfindung beinhaltet auch einen Verfolgungsdurchlauf eines Kontrastbolus durch einen Patienten während der Durchführung der Sichtungsuntersuchung. Die Fig. 8 bis 11 beschreiben das Verfahren zur Erfassung in der Folge erster MR-Bilder gleichzeitig mit der Verfolgung des Kontrastbolus.

30

[0058] In Fig. 8 ist ein Patient 280 auf einem computergesteuerten bewegbaren Tisch 282 gezeigt, der in dem Magneten des MR-Geräts 10 gemäß dem Pfeil 284 vor und zurück geschoben beziehungsweise bewegt werden kann. Somit kann der Patient 280 selektiv innerhalb der Bohrung des Hauptmagneten 50 positioniert werden. Die Bewegung des Tisches unterliegt der Computersteuerung, und die Position des Tisches entlang der Achse 284 der Magnetbohrung kann präzise gesteuert werden und ist reproduzierbar.

35

[0059] Insbesondere zeigt Fig. 8 den Patienten 280 mit einem Blutgefäß 294 wesentlicher Länge, wie die Aorta, die Lebeweiterarten oder eine andere Arterie, die sich vom Abdomenbereich in die unteren Gliedmaßen des Subjekts erstreckt. Es sollen MR-Bilddaten des Gefäßes 294 in seiner Gesamtheit erfasst werden. Auf Grund der wesentlichen Länge des Gefäßes 294 ist es aber erforderlich, Daten durch die Einrichtung einer Vielzahl von Abtastorten oder Stationen 286, 288, 290 entlang der Länge des Patienten 280 und innerhalb der Komponenten des MR-Systems zu erhalten. Jede Abtaststation 286, 288, 290 enthält einen vordefinierten Abschnitt des Patienten 280. Beispielsweise enthält die Abtaststation 286 den oberen Rumpfbereich des Patienten 280, die Abtaststation 288 den unteren Rumpfbereich und die Abtaststation 290 die unteren Extremitäten 280. Zur Erfassung der mit einer bestimmten Abtaststation verbundenen MR-Daten wird der bewegbare Tisch 282 entlang der Achse 284 zur Positionierung der bestimmten Abtaststation an einer bestimmten Beziehung zu dem Hauptmagneten 50 vor und zurückbewegt. Beispielsweise zeigt Fig. 8 den Mittelpunkt der Abtaststation 286, der am Isozentrum 292 des Magneten 50 positioniert ist.

40

[0060] In einer herkömmlichen Anordnung würde ein gesamter Satz von MR-Daten, die zu dem Gefäßsegment 294 gehören und innerhalb der Abtaststation 286 liegen, erfasst werden, während sich diese Abtaststation an der in Fig. 8 gezeigten Position befindet. Dann würde der Tisch 282 den Patienten 280 nach links in Fig. 8 zur Positionierung des Mittelpunkts der Abtaststation 288 am Isozentrum 292 bewegen. Nach der Abtastung eines vollständigen Datensatzes, der zu dem Segment des Gefäßes 294 innerhalb der Abtaststation 288 gehört, würde der Patient 280 weiter bewegt werden, um den Mittelpunkt der Abtaststation 290 am Isozentrum 292 zu positionieren. Dann würde ein Satz von MR-Daten, die zu der Abtaststation 290 gehören, zur Vervollständigung der Datenerfassungsprozedur abgetastet werden. Es wird angemerkt, dass ein gewisses Überlappungsausmaß 296, 298 zwischen angrenzenden Abtaststationen auftreten kann. Dies ist sowohl erwünscht als auch erforderlich, um die effektive Kombination von Bildern aus jeder Station in ein einzelnes kombiniertes Bild zu ermöglichen, das das gesamte Ausmaß des abgebildeten Bereichs von allen Stationen abdeckt.

45

[0061] In der MR-Angiographie ist es allgemeine Praxis, ein Kontrastmittel, wie 20 bis 40 cc Gadoliniumchelat, in den Blutstrom 300, der durch das Gefäß 294 fließt, intravenös zu injizieren, was das Fließen eines Bolus 302 durch den Blutstrom 300 bewirkt. Da das Gefäß 294 Blut vom oberen Körper zu den unteren Gliedmaßen des Patienten 280 führt, ist die Flussrichtung gemäß Fig. 8 von links nach rechts. Nach dem Erreichen des Pulmonarsystems 306 würde der Bolus 302 zuerst an der Abtaststation 286 ankommen, dann an der Abtaststation 288 und schließlich an der Abtaststation 290.

50

[0062] Gemäß einem herkömmlichen Verfahren, das durch die General Electric Company entwickelt wurde und im Handel als SMARTPREP™ bekannt ist und im Detail in Automated Detection of Bolus Arrival and Initiation of Data Acquisition in Fast, Three Dimensional, Gadolinium-Enhanced MR Angiography, von Foo TKL, Saranathan M; Prince MR; Chenevert TL in Radiology 1997, 203: 273-280 beschrieben ist, wird ein Monitor 306 in nächster Nähe zu dem Gefäß 294 und oberhalb des Arterienblutflusses für das Ansichtsfeld platziert, das die Abtaststation 286 bildet, wovon ein Beispiel in Fig. 8 gezeigt ist. Die präzise Positionierung des Monitors 306 ist nicht kritisch, aber er wird bevorzugt innerhalb der ersten 25% der relevanten Abtaststation positioniert. Der Monitor 306 erfasst das in einem kleinen Volumen oder Bereich des Gefäßes 294 erregte MR-Signal periodisch. Das erfasste MR-Signal erreicht einen bestimmten Schwell-

65

lenwertpegel, wenn das Kontrastmittel in den Abschnitt oder das Segment des Gefäßes 294 eintritt, das innerhalb der Abtaststation 286 liegt, zu welchem Zeitpunkt die Abtastung der Station 286 beginnt. Ist die Abtastung abgeschlossen, schreitet das MR-Gerät sequentiell zur Erfassung von Daten von den nachfolgenden Abtaststationen 288 und 290 fort.

[0063] Wie vorstehend angegeben, war bei herkömmlichen MRA-Verfahren die Zeit, die zum Wandern des Bolus 302 von einer Abtaststation zu der nächsten erforderlich ist, nicht bekannt, und da sie sich von Patient zu Patient ändert, wäre die Kenntnis dieser Wanderungszeit von Vorteil. In der Vergangenheit konnte dies die Vorteile der Verwendung eines Kontrastmittels in herkömmlichen Abtastverfahren erheblich mindern oder die Verwendung erhöhter Mengen oder Konzentrationen an Gadoliniumchelat-Kontrastmaterial erfordern. Somit werden zum Überwinden dieser Nachteile des Standes der Technik und gemäß einem Ausführungsbeispiel Monitore 308 und 310 auf das Gefäß 294 in den Abtaststationen zu 290 gerichtet. Die Monitore 308 und 310 können dann jeweils die Ankunft des Bolus 302 an den Abtaststationen 288 und 209 erfassen. Der Betrieb und der Aufbau der Monitore 308 und 290 ähneln denen des Monitors 306.

[0064] Gemäß dieser Ausgestaltung der Erfindung gibt es zwei Hauptalgorithmen zum Vervollständigen einer MR-Bilderfassung. Der erste, in Fig. 9 gezeigte ist ein Testboluswanderungszeitbestimmungsalgorithmus 312, und der zweite, in Fig. 10 gezeigte ist die MR-Bilderfassung 314 unter Verwendung der Testboluswanderungszeitbestimmung in Fig. 9.

[0065] Gemäß Fig. 9 ist der erste Schritt in dem Testboluswanderungszeitbestimmungsalgorithmus 312 nach dem Starten 316 das Erhalten von Monitorvolumenpositionen und Basisdaten für alle Abtaststationen 318. Basisdaten werden von jedem Monitor vor der Erfassung von Bildern der Angiographieuntersuchung in Abwesenheit eines Kontrastmittels erhalten. Aus diesen Daten kann ein Schwellenwertpegel für jeden Monitor neu eingestellt werden, um die Ankunft des Bolus an den entsprechenden Abtaststationen anzugeben. Diese lokalisierten Abtastungen werden typischerweise als Scout-Ansichten bezeichnet. Das System wird dann auf die erste Abtaststation rückgesetzt und der Testbolus wird durch Injizieren einer geringen Menge an Kontrastmittel, typischerweise 1 bis 5 ml, die mit der gleichen Fließrate wie ein regulärer Untersuchungsbolus injiziert wird, gestartet 322. Der Testbolus beginnt durch die Peripheriegefäßstruktur des Patienten zu laufen, wenn der Algorithmus die Startzeit aufzeichnet und die Bolusüberwachung beginnt 324. Es wird angemerkt, dass das Monitorvolumen 306, 308 und 310 irgendwo innerhalb des Bild-Ansichtfeldes in jeder Station platziert werden kann, und bevorzugt exakt über dem interessierenden Bereich innerhalb des gewünschten Ansichtfeldes platziert werden kann. Zu welcher Zeit das MR-Signal beobachtet wird, wird mit einem voreingestellten Wert 326 verglichen, und überschreitet das beobachtete Signal den voreingestellten Schwellenwert nicht 328, wird die Startzeit rückgesetzt und die Bolusüberwachung beginnt erneut an 324. Überschreitet das beobachtete Signal den voreingestellten Schwellenwert 330, wird die Zeit, zu der der Bolus für diese Abtaststation erfasst wird, gespeichert 332. Der Patiententisch wird zur nächsten oder folgenden Abtaststation bewegt, solange die gegenwärtige Abtaststation nicht die letzte vordefinierte Abtaststation ist 334, 336. Das Monitorvolumen wird dann zur Erfassung von Daten an dem nächsten Monitorvolumenort 338 eingerichtet, zu welcher Zeit das System zum Beginnen der Bolusüberwachung und Aufzeichnung der Startzeit dieses bestimmten Monitorvolumens in Schritt 324 zurückkehrt, und dann mit dem Schleifendurchlauf und der Erfassung der Wanderungszeit des Testbolus durch jede der gegebenen Anzahl der Abtaststationen fortfährt, bis die letzte Abtaststation in Schritt 334, 340 erfasst wird. Die zum Erhalten einer Abbildung bei einem regulären Untersuchungsbolus verfügbare Zeit wird dann für jede Station als *Tavail* in Schritt 342 gespeichert und das System ist dann für eine reguläre MR-Bilderfassung bereit 344.

[0066] In Fig. 10 ist der Bilderfassungsalgorithmus 314 gezeigt, und nach der Initialisierung 346 werden die Monitorvolumenpositionen und Basisdaten für eine Abtaststation erfasst 348. Das System wird dann rückgesetzt und der Patiententisch wird zurück zur ersten Abtaststation 351 bewegt und der reguläre Untersuchungsbolus wird in den Patienten injiziert 352. Dann beginnt die Bolusüberwachung 354 während der Überwachung des Monitorvolumens für die erste Abtaststation. Das beobachtete Signal wird mit dem voreingestellten Schwellenwert verglichen 356, und überschreitet es den voreingestellten Schwellenwert nicht 358, überprüft der Monitor erneut die Anwesenheit des Bolus 354, bis das beobachtete Signal den voreingestellten Schwellenwert überschreitet 360, zu welcher Zeit der Zeitgeber (TN) aktiviert wird 362 und das MR-Gerät mit der Bilderfassung beginnt 365, wobei primär mit der Erfassung zentraler K-Raum-Daten begonnen wird. Der Zeitgeber für diese bestimmte Station wird dann mit der Testboluswanderungszeit verglichen 366, und solange die gegenwärtige Datenerfassungszeit geringer als die Testboluswanderungszeit ist 268, und die Datenerfassung noch nicht abgeschlossen ist 370, 372, fährt das System mit der Erfassung von Daten fort 374. Ist einmal die Datenerfassungszeit für diese bestimmte Abtaststation gleich der oder überschreitet die Testboluswanderungszeit 366, 376, oder das System hat genügend Daten erfasst 370, 378, wird der Patiententisch an die nächste Abtaststation angepasst, solange das System gegenwärtig nicht an der letzten Station ist 380, 382, und danach schaltet das System zur Erfassung von Daten an dem nächsten Monitorvolumenort um 384 und beginnt wiederum mit der Bolusüberwachung in Schritt 354. Das System durchläuft eine Schleife wie beschrieben, bis Daten erfasst sind oder das System für die letzte Abtaststation abläuft. Das System kehrt dann zu einer Abtaststation zurück, an der kein voller K-Raum-Datensatz erfasst wurde und erfasst die fehlenden K-Raum-Daten 388. Sind alle K-Raumdaten für alle Abtaststationen erfasst, ist der Bilderfassungsalgorithmus beendet 390.

[0067] Obwohl Fig. 8 drei Abtaststationen 286, 288 und 209 zeigt, ist leicht ersichtlich, dass bei anderen Ausführungsbeispielen die Anzahl der Abtaststationen größer oder kleiner als die in dem bevorzugten Ausführungsbeispiel gezeigte sein kann. Des Weiteren wird gemäß Fig. 10 die Anfangsdatenerfassung an jeder Abtaststation derart beschrieben, als wäre sie auf die Erfassung zentraler K-Raumdaten beschränkt, das heißt die K-Raumdaten niedriger Ortsfrequenzen. Die Erfassung kann auf die Erfassung höherer Ortsfrequenz-K-Raumdaten erweitert werden, wenn die Zeit es zulässt. Allerdings wurde erkannt, dass die niedrigeren Ortsfrequenz-K-Raumdaten die signifikantesten bei der Rekonstruktion sind, und in näherungsweise 5 bis 10 Sekunden zweckdienlich erfasst werden können.

[0068] Fig. 11 zeigt ein schematisches Blockschaltbild des Computers 24, der mit dem MRI-Gerät 10 wie in Fig. 1 gezeigt und dem beweglichen Patiententisch 282 verbunden ist. Die Steuerung hat eine Eingabe 400, die zur Angabe des Starts eines Testbolus und/oder des Untersuchungsbolus für die Boluserfassung 402 verwendet werden kann. Außerdem oder alternativ dazu kann die Boluserfassung durch die zuvor beschriebene Monitorvolumenprozedur bewirkt werden,

wobei ein Beispiel dessen das vorstehend angeführte kommerziell erhältliche SMARTPREP™ der General Electric Company ist. Die Speichereinrichtung 404 ist mit der Bolusfassung 402 verbunden und empfängt voreingestellte Schwellenwerte zum Vergleichen des überwachten beziehungsweise beobachteten Signals von dem Monitorvolumen. Die voreingestellten Schwellenwerte werden mit den beobachteten Signalen in einem Signalvergleicher 406 verglichen, dessen Ausgangssignal in einer MRI-Erfassungssteuerung 408 zusammen mit dem Ausgangssignal eines Zeitgebers 410 verwendet wird, um den Ort des Bolus unter Verwendung des MRI-Geräts 10 zu überprüfen. Die MRI-Erfassungssteuerung 8 ist auch mit einer Abtaststationssteuerung 402 verbunden, die den Patiententisch 282 über eine Tischbewegungssteuerung 404 steuert. Die Abtaststationssteuerung 402 ist auch mit der Bolusfassung 402 zum Rücksetzen des Patiententisches auf die erste Abtaststation verbunden, wenn eine Prozedur zum ersten Mal initialisiert wird. Der Zeitgeber 410 ist auch mit der Speichereinrichtung 404 zur Speicherung der maximalen Wanderungszeit verbunden, die der Testbolus zum Wandern durch eine gegebene Abtaststation braucht. Der Zeitgeber 410 ist auch zwischen ein mit 406 vergleichenes Signal und die MRI-Erfassungssteuerung 408 geschaltet und wird während der Bilderfassung zum zeitlichen Steuern der gegenwärtigen MRI-Erfassung und Vergleichen dieser im Zeitvergleicher 406 mit der maximalen Testholusveränderungszeit verwendet, wie sie aus der Speichereinrichtung 404 abgerufen wird. Zur Optimierung der Bilderfassung werden die gespeicherten Werte für die Testboluswanderungszeit für jede Abtaststation in der MRI-Erfassungssteuerung 408 zum Auswählen der besten Spulenelemente im MRI-Gerät 10 und zum Einstellen der optimalen Empfänger- und Körperspulsendergewinnparameter im MRI-Gerät 10 verwendet. Demnach beinhaltet die Erfahrung ein Verfahren zum Identifizieren eines Stenosegefäßes in einer Patientenperipheriearteriengefäßstruktur unter Verwendung der MRI-Abbildung, die die Durchführung einer Sichtungsuntersuchung durch Verfolgung des Durchlaufs eines Kontrastbolus durch einen Patienten während der Erfassung einer Folge erster MR-Bilder mit niedriger Auflösung zur Lokalisierung von Stenosebereichen enthält. Das Verfahren beinhaltet dann die Abtastung der Folge erster MR-Bilder zum Identifizieren einer Stenose in der Patientenperipheriearteriengefäßstruktur. Die Erfahrung beinhaltet als nächstes die Durchführung einer ausführlichen Untersuchung durch die Erfassung eines MR-Bildes mit einer höheren Auflösung als die Folge erster MR-Bilder zum Einstufen der identifizierten Stenose.

[0069] Bevorzugt wird die Folge erster MR-Bilder zum Liefern einer hohen Empfindlichkeit bezüglich einer Läsions erfassung in einem Blutgefäß erfassst. Die Schritte der Erfassung eines zweiten MR-Bildes und einer Analyse des zweiten MR-Bildes hängen von der Identifizierung einer erwarteten Stenose in dem vorhergehenden Schritt ab. Wird keine identifiziert, kann die Untersuchung ohne die Erfassung weiterer zeitraubender Bilder abgeschlossen werden. Die Folge der ersten MR-Bilder wird mit einer Impulsfolge mit flussempfindlichen Bipolargradienten erfassst. Auch wird ein VENC-Wert eines ersten Moments der flussempfindlichen Bipolargradienten zu Beginn auf einen nominell geringen Wert gesetzt, um eine Geschwindigkeitsverteilung größer als  $2\pi$  in jedem Volumenelement zu errichten. Bei der Abtastung oder Analyse der Folge erster MR-Bilder wird die Erfassung von Flusslücken um ein Gefäß als Anzeichen des Vorhandenseins einer Stenose verwendet. Zur Erfassung der Folge erster MR-Bilder mit hoher Phasenlöschung wird entweder eine Impulsfolge mit Bipolargradienten zum Akzentuieren der Phasenlöschung verwendet, oder alternativ kann die Volumenelementgröße für eine größere Verteilung der Geschwindigkeitsvektoren erhöht werden, um dadurch die Flussentphantom zu erhöhen.

[0070] Die Erfahrung beinhaltet auch ein Untersuchungsverfahren zum Identifizieren einer Läsion in einem Blutgefäß einer Patientenperipheriearteriengefäßstruktur und zur Einstufung einer sich daraus ergebenden Stenose. Das Untersuchungsverfahren beinhaltet die Injektion eines Kontrastmittels in einen Patienten und die Erfassung erster MR-Bilder unter Verwendung einer Gradientenechoabbildungsimpulsfolge mit einem flussempfindlichen Bipolargradientensignalverlauf, wenn der Bolus durch den Patienten läuft. Das Verfahren beinhaltet als nächstes die Erfassung und Lokalisierung einer erwarteten Stenose in der Folge erster MR-Bilder. Wird eine Stenose identifiziert und lokalisiert, fährt die Untersuchung mit der Erfassung eines zweiten MR-Bildes mit höherer Auflösung als das erste MR-Bild in einem Bereich fort, in dem die erwartete Stenose erfasst und lokalisiert wurde, um dann die erwartete Stenose einzustufen. Wird dagegen keine Stenose erfasst und lokalisiert, wird die Erfassung ohne weitere zeitraubende Bilderfassungen beendet.

[0071] Das zweite MR-Bild kann mit niedriger Phasenlöschung und hoher Auflösung zur Isolierung und Einstufung der erwarteten Stenose erfasst werden. Dies wird entweder durch den Vergleich von Durchmessern des Blutgefäßes entlang der Länge der erwarteten Stenose oder durch den Vergleich eines Geschwindigkeitsgradienten entlang der Länge der erwarteten Stenose bewirkt. Bevorzugt wird das zweite MR-Bild zur Bestimmung einer Spitzenfließgeschwindigkeit über die Stenose durch die Anwendung einer Echtzeit-Phasenkontrastabbildungsimpulsfolge bei dem Gefäß, um dem Benutzer die Steuerung des VENC-Werts bei der Erfassung des zweiten MR-Bildes zu ermöglichen, und Bestimmung der Spitzenfließgeschwindigkeit über die Stenose durch Korrelieren des VENC-Werts mit dem Einsetzen eines Flusgeschwindigkeitsaliasing erfassst. Die Echtzeitphasenkontrastabbildungsimpulsfolge hat Flussempfindlichkeitsgradienten, die in der Zeit relativ zusammenfallen, um einem Benutzer die Drehung der Flussempfindlichkeitsgradienten in Echtzeit zu ermöglichen. Die Amplitude des VENC-Werts kann auch in Echtzeit eingestellt werden, bis flussbezogenes Aliasing erfassst wird. Durch die Erfassung eines VENC-Werts beim Einsetzen des flussbezogenen Aliasing entlang der Punkte einer Stenose und Vergleichen dieser VENC-Werte kann die Schwere der Stenose genau bestimmt werden.

[0072] Die vorstehend angeführten Verfahren sind in einem MRI-Gerät zur Ausführung einer zeitlich effektiven MR-Stenosensichtung großer Gefäßgebiete und bei Bedarf zur Einstufung einzelner Stenosegefäßsegmente enthalten. Das Gerät beinhaltet ein MRI-System mit einer Vielzahl von Gradientenspulen, die um die Bohrung eines Magneten zum Einprägen eines Polarisationsmagnetfeldes positioniert sind, einem RF-Sende/Empfangssystem und einem RF-Schalter, der durch eine Impulseinheit zum Senden von RF-Signalen zu einer RF-Spulenanzordnung gesteuert wird, um wiederum MR-Bilder zu erfassen. Ein Computer ist zum Betreiben des MRI-Systems in zwei Betriebsarten programmiert, um die Stenoseuntersuchung über die Patientenperipheriearteriengefäßstruktur effektiv auszuführen. Die erste Betriebsart ist zum Verfolgen des Durchlaufs eines Kontrastbolus durch die Patientenperipheriearteriengefäßstruktur programmiert, während eine Folge erster MR-Bilder mit niedriger Auflösung über die Patientenperipheriearteriengefäßstruktur erfasst wird. Die erste Betriebsart ermöglicht auch den Empfang einer Eingabe entweder zum Beenden der Stenoseuntersuchung oder zum Umschalten in die zweite Betriebsart, wenn es ein Anzeichen einer Stenose in dem ersten MR-Bild gibt.

# DE 101 27 930 A 1

Die zweite Betriebsart ist zum Lokalisieren eines FOV zum Eingrenzen der erwarteten Stenose und dann zur Erfassung zumindest eines zweiten MR-Bildes mit einer höheren Auflösung als die Folge der ersten MR-Bilder programmiert. Die Stenose kann unter Verwendung von mehr als einem zweiten MR-Bild beurteilt werden.

[0073] Der Computer des MRI-Gerätes ist auch zur Verwendung einer ersten Impulsfolge für die Erfassung der Folge 5 erster MR-Bilder programmiert. Die erste Impulsfolge hat einen Flussempfindlichkeits-Bipolargradientensignalverlauf. Eine zweite Impulsfolge wird dann für die Erfassung des zweiten MR-Bildes verwendet. Die zweite Impulsfolge liefert eine geringere Phasenlöschung als die erste Impulsfolge. Die erste Impulsfolge enthält auch einen VENC-Wert eines ersten Moments des Flussempfindlichkeits-Bipolargradientensignalverlaufs, der auf einen nominell niedrigen Wert gesetzt ist, der wesentlich geringer als der der zweiten Impulsfolge ist.

[0074] Vorzugsweise resultiert die Folge erster MR-Bilder in einer codierten Geschwindigkeitsverteilung, die größer 10 als zwei  $\pi$  in jedem Volumenelement ist. Der Computer ist zur Erhöhung der Flussentphasung in der Folge entweder durch Erhöhung der Volumenelementgröße für eine größere Verteilung der Geschwindigkeitsvektoren oder durch die Verwendung eines Bipolargradientensignalverlaufs wie vorstehend angeführt programmiert.

[0075] Die Erfindung enthält auch einen Computer lesbaren Speicherträger mit einem darauf gespeicherten Computerprogramm mit Befehlen, die bei der Ausführung durch einen Computer den Computer zur Erfassung einer Folge erster 15 MR-Bilder einer Patientenperipheriearteriengefäßstruktur veranlassen. Die Folgen erster MR-Bilder weisen eine hohe Phasenlöschung zur Sichtung eines Patienten auf mögliche Arterienläsionen auf. Jedes erste MR-Bild in der Folge wird in einer Abtaststation erfasst, bevorzugt dann, wenn der Kontrastbolus hindurchwandert. Das Programm veranlasst den Computer auch zur Eingrenzung eines FOV auf ein Zielgebiet in der Patientenperipheriearteriengefäßstruktur, wenn eine 20 Arterienläsion darin lokalisiert wird, und dann wird ein zweites MR-Bild des Zielgebiets erfassst. Das zweite MR-Bild hat eine höhere Auflösung als die Folge erster MR-Bilder. Die ersten MR-Bilder werden unter Verwendung entweder einer Impulsfolge mit Bipolargradienten zur Akzentuierung der Phasenlöschung oder einer erhöhten Volumenelementgröße für eine größere Verteilung der Geschwindigkeitsvektoren jeweils zur Erhöhung der Flussentphasung erfassst. Das zweite MR-Bild wird mit geringer Phasenlöschung und hoher Auflösung zur Isolierung und Einstufung der erwarteten Stenose 25 erfasst, die mit der Folge erster MR-Bilder lokalisiert wurde. Diese Isolierung und Einstufung wird entweder durch den Vergleich von Durchmessern des Blutgefäßes entlang der Länge der erwarteten Stenose oder durch den Vergleich eines Geschwindigkeitsgradienten entlang der Länge der erwarteten Stenose bewirkt.

[0076] Die Erfindung wurde hinsichtlich eines bevorzugten Ausführungsbeispiels beschrieben, und es ist ersichtlich, 30 das Äquivalente, Alternativen und Modifikationen neben den vorstehend angeführten innerhalb des Schutzbereichs der beigefügten Patentansprüche möglich sind.

[0077] Vorstehend sind ein Verfahren und ein Gerät zur anfänglichen Sichtung einer Patientenperipheriearteriengefäßstruktur auf Läsionen oder Stenosegefäß unter Verwendung eines MR-Verfahrens und dann zur Einstufung der Schwere einer lokalisierten Stenose beschrieben. Die Erfindung beinhaltet die Verfolgung des Durchlaufs eines Kontrastmittelbolus durch einen Patienten, während eine Folge erster MR-Bilder mit niedriger Auflösung erfassst wird. Diese Anfangsuntersuchung verwendet flussempfindliche Bipolargradientensignalverläufe mit einer Gradientenechoabbildungsimpulsfolge zur Erhöhung der Empfindlichkeit bezüglich der Läsionserfassbarkeit. Die Bipolargradienten erzeugen eine breite Verteilung der Geschwindigkeiten in einem großen Volumenelement. Relevante Stenosen, die in einem Volumenelement vorhanden sind, resultieren in einer Intra-Volumenelement-Flussentphasung in Volumenelementen unmittelbar zu und entfernt von der Stenose. Nach der Identifizierung der Stenose wird ein zweites MR-Bild mit einer höheren Auflösung als 40 das erste zur Einstufung der Stenose verwendet.

## Patentansprüche

1. Verfahren zur Identifizierung eines Stenosegefäßes (108) in einer Patientenperipheriearteriengefäßstruktur unter 45 Verwendung einer MR-Abbildung mit den Schritten:

Durchführen einer Sichtungsuntersuchung durch die Erfassung einer Folge erster MR-Bilder mit niedriger Ortsauflösung entlang der Patientenperipheriearteriengefäßstruktur, wenn ein Kontrastbolus hindurchläuft (126), Abtasten der Folge erster MR-Bilder zum Identifizieren einer Stenose in der Patientenperipheriearteriengefäßstruktur (128) und

Durchführen einer detaillierten Untersuchung durch Erfassung zumindest eines zweiten MR-Bildes mit höherer Auflösung als die Folge erster MR-Bilder (140) zur Einstufung der identifizierten Stenose (142).

2. Verfahren nach Anspruch 1, wobei jedes erste MR-Bild unter Verwendung einer flussempfindlichen dreidimensionalen Fast-Abbildungsimpulsfolge erfassst wird (160).

3. Verfahren nach Anspruch 2, wobei die flussempfindliche dreidimensionale Fast-Abbildungsimpulsfolge Bipolargradienten (162, 164, 166) in drei Richtungen zum Ausbilden einer Unempfindlichkeit bezüglich der Orientierung des Gefäßes und einer Stenose enthält.

4. Verfahren nach Anspruch 1, ferner mit dem Schritt des Anlegens einer Impulsfolge (160) mit einem Flussempfindlichkeits-Bipolargradienten (162) in einer entfernten Peripheriegefäßstruktur, wo der Fluss in einer Cranial-Caudal-Richtung dominiert.

5. Verfahren nach Anspruch 1, wobei die Folge erster MR-Bilder eine hohe Empfindlichkeit bezüglich der Läsionserfassung in einem Blutgefäß liefert, und wobei der Schritt der Abtastung der Folge erster MR-Bilder (128) die Erfassung von Flusslücken als Anzeichen einer erwarteten Stenose (130) enthält.

6. Verfahren nach Anspruch 1, ferner mit dem Schritt der Konditionierung der Erfassung eines zweiten MR-Bildes bezüglich der Identifikation einer Stenose in dem Schritt der Sichtung der Folge erster MR-Bilder (136).

7. Verfahren nach Anspruch 3, ferner mit dem Schritt der anfänglichen Einstellung eines Geschwindigkeitskodier-(VENC)-Werts eines ersten Moments (208) des Flussempfindlichkeits-Bipolargradienten auf einen nominell niedrigen Wert zum Errichten einer Geschwindigkeitsverteilung größer als  $2\pi$  in jedem Volumenelement.

8. Verfahren nach Anspruch 1, wobei die Folge erster MR-Bilder mit hoher Phasenlöschung erreicht wird durch

# DE 101 27 930 A 1

- (1) Anlegen einer Impulsfolge (160) mit Bipolargradienten (162, 164, 166) zur Akzentuierung der Phasenlöschung und/oder  
 (2) Erhöhen der Volumenelementgröße für eine größere Verteilung der Geschwindigkeitsvektoren, um dadurch die Flussentphasung zu erhöhen.
9. Verfahren nach Anspruch 1, wobei das zweite MR-Bild mit niedriger Phasenlöschung und hoher Auflösung zur Isolierung und Einstufung der Stenose erfasst wird durch 5  
 (1) Vergleichen von Durchmessern des Blutgefäßes (100) entlang der Länge der erwarteten Stenose (108) und/oder  
 (2) Vergleichen (230) eines Geschwindigkeitsgradienten entlang der Länge der Stenose (100) und/oder  
 (3) Messen des Blutflusses entlang der erwarteten Stenose (108).
10. Verfahren nach Anspruch 1, ferner mit dem Schritt der Verfolgung des Durchlaufs eines Kontrastbolus (312) mit 10  
 Schicken eines Testbolus durch die Patientenperipheriegefäßstruktur (322),  
 Verfolgen des Testbolus durch die Patientenperipheriegefäßstruktur (324),  
 Bestimmen einer Wanderungszeit, die der Testbolus zum Wandern durch einen gewünschten Abschnitt der Patientenperipheriegefäßstruktur braucht (332),  
 Schicken eines Untersuchungsbolus durch die Patientenperipheriegefäßstruktur mit einer Flussrate (352) und Verwenden der Testboluswanderungszeit zum Verfolgen des Durchlaufs des Untersuchungsbolus durch die Patientenperipheriegefäßstruktur (354, 362).
11. Verfahren nach Anspruch 10, ferner mit den Schritten: 20  
 Definieren einer gegebenen Anzahl von Abtaststationen, die jeweils entlang einer Patientenperipheriegefäßstruktur positioniert sind (286, 288, 290),  
 anfängliches Injizieren einer relativ geringen Menge an Kontrastmittel in einen Patienten zum Schicken des Testbolus durch die Patientenperipheriegefäßstruktur (322) und  
 Einrichten des Patienten vor und zurück (284) bezüglich einer MR-Abbildungseinrichtung zur Positionierung des Patienten derart, dass eine gewünschte Abtaststation innerhalb eines Ansichtsfeldes (292) der MR-Abbildungseinrichtung beruhend auf dem Durchlauf des Testbolus liegt (332).
12. Verfahren nach Anspruch 1, wobei der Schritt der Einstufung der Stenose (108) die Bestimmung einer Spitzenflussgeschwindigkeit über die Stenose (140, 200) beinhaltete, indem 25  
 eine Echtzeit-Phasenkontrastabbildungsimpulsfolge an das Gefäß (100) angelegt wird, um dem Benutzer die Steuerung eines Flusskodiergradientenwerts zu ermöglichen, wenn das zweite MR-Bild erfasst wird (212), und die Spitzenflussgeschwindigkeit über die Stenose durch Korrelation des Flusskodiergradientenwerts mit dem Einsetzen eines Flussgeschwindigkeitsaliasing (216) bestimmt wird.
13. Verfahren nach Anspruch 12, wobei die Echtzeitphasenkontrastabbildungsimpulsfolge Flussempfindlichkeitsgradienten (242, 244, 246) aufweist, die zeitliche relativ zusammenfallend sind, um einem Benutzer die Drehung der Flussempfindlichkeitsgradienten in Echtzeit zu ermöglichen. 35
14. Verfahren nach Anspruch 12, ferner mit dem Schritt der Erhöhung der Amplitude des Flusskodiergradientenwerts (212), bis flussbezogenes Aliasing erfasst wird (216, 220).
15. Verfahren nach Anspruch 1, wobei der Schritt der Einstufung der Stenose die Schritte umfasst: 40  
 Identifizieren eines ersten Orts einer erwarteten Stenose (138),  
 Anlegen einer Phasenkontrast-MR-Abbildungsimpulsfolge (240) an dem ersten Ort der erwarteten Stenose, wobei die Impulsfolge (240) einen Benutzer-gesteuerten Echtzeit-VENC-Wert (208) hat,  
 Erhöhen des Benutzer-gesteuerten Echtzeit-VENC-Werts (212) und Neuanlegen (218) der Impulsfolge (240), bis ein Benutzer flussbezogenes Aliasing beobachtet (216, 220),  
 Aufzeichnen des Benutzer-gesteuerten Echtzeit-VENC-Werts (222) als Anzeichen einer Spitzenflussgeschwindigkeit über den ersten Ort der erwarteten Stenose,  
 Rücksetzen des Benutzer-gesteuerten Echtzeit-VENC-Werts (208),  
 Anlegen der Impulsfolge (240) an einen zweiten Ort der erwarteten Stenose (210),  
 Erhöhen des Benutzer-gesteuerten Echtzeit-VENC-Werts (212) und Neuanlegen (218) der Impulsfolge (240), bis der Benutzer flussbezogenes Aliasing beobachtet (220),  
 Aufzeichnen des Benutzer-gesteuerten Echtzeit-VENC-Werts (222) als Anzeichen einer Spitzenflussgeschwindigkeit über den zweiten Ort der erwarteten Stenose und  
 Vergleichen des Benutzer-gesteuerten Echtzeit-VENC-Werts des ersten Orts mit dem des zweiten Orts zur Bestimmung der Schwere der erwarteten Stenose (230). 45
16. Verfahren nach Anspruch 15, wobei die Phasenkontrast-MR-Abbildungsimpulsfolge eine zweidimensionale Fast-Gradientenechoimpulsfolge (240) mit Flussempfindlichkeitsbipolargradientensignalverläufen ist, die zeitlich relativ zusammenfallen (242, 244, 246). 55
17. Verfahren nach Anspruch 15, wobei der Schritt der Erhöhung des Benutzer-gesteuerten Echtzeit-VENC-Werts (212) ferner als Erhöhung der Amplitude eines Geschwindigkeitskodiergradienten, bis der VENC-Wert einer Spitzenflussgeschwindigkeit (216, 220) entspricht, definiert ist, um dadurch die Schwere der erwarteten Stenose zu identifizieren. 60
18. Untersuchungsverfahren zur Identifizierung einer Läsion in einer Patientenperipheriearteriengefäßstruktur und Einstufung einer sich daraus ergebenden Stenose mit den Schritten:  
 Injizieren eines Kontrastmittels in einen Patienten (322),  
 Erfassen einer Folge erster MR-Bilder (126) unter Verwendung einer Gradientenechoabbildungsimpulsfolge (160) mit einem Flussempfindlichkeitsbipolargradientensignalverlauf über eine Patientenperipheriearteriengefäßstruktur, Erfassen und Lokalisieren einer erwarteten Stenose (108) unter Verwendung der Folge erster MR-Bilder (128), wird eine Stenose erfasst und lokalisiert (136), Erfassen zumindest eines zweiten MR-Bildes (140) mit einer höhe- 65

# DE 101 27 930 A 1

- ren Auflösung als die Folge erster MR-Bilder in einem Bereich, in dem die erwartete Stenose (108) erfasst und lokalisiert wurde, um die erwartete Stenose einzustufen (142), und wird keine Stenose in dem Schritt der Erfassung und Lokalisierung erfasst und lokalisiert (122), Beenden des Untersuchungsverfahrens ohne weitere MR-Bilderfassung (124).
- 5 19. Verfahren nach Anspruch 18, ferner mit den Schritten:  
Schicken eines Kontrastbolus (322) durch die Patientenperipheriearteriengefäßstruktur und Erfassen von MR-Bildern, die mit dem Durchlauf des Kontrastbolus durch die Patientenperipheriearteriengefäßstruktur zusammenfallen (324).
- 10 20. Verfahren nach Anspruch 19, ferner mit den Schritten der Definition einer Vielzahl von Stationen (318) zur Erfassung der Folge erster MR-Bilder darin und der präzisen Bewegung an eine nächste Station (334) unter Verwendung  
(1) einer Kontrastmittelankunftsüberwachung (326) oder  
(2) einer Vorberechnung von Boluswanderungszeiten (312).
- 15 21. Verfahren nach Anspruch 18, ferner mit dem Schritt der Beurteilung der Schwere der Stenose (142) durch Messen eines VENC-Werts (222) in Echtzeit, der mit dem Einsetzen einer vollständigen Intravolumenelementflusssentphasung zusammenfällt.
22. Verfahren nach Anspruch 18, ferner mit dem Schritt der Beurteilung der Schwere der Stenose (142) durch Messen eines VENC-Werts in Echtzeit, der mit dem Einsetzen eines flussbezogenen Aliasing (216) in einem Stenosegefäß zusammenfällt.
- 20 23. Verfahren nach Anspruch 18, wobei die Folge erster MR-Bilder Bilder niedriger Auflösung mit hoher Empfindlichkeit bezüglich des Geschwindigkeitsflusses zur Erfassung von Blutgefäßläsionen (126) sind.
24. Verfahren nach Anspruch 23, wobei der Schritt der Erfassung einer Blutgefäßläsion die Erfassung von Geschwindigkeitsflusslücken in der Folge erster MR-Bilder (130) umfasst.
- 25 25. Verfahren nach Anspruch 12, ferner mit dem Schritt des Anlegens von Flussempfindlichkeitsgradienten (162, 164, 166) in drei Richtungen zur Ausbildung einer Unempfindlichkeit bezüglich der Gefäßorientierung.
26. Verfahren nach Anspruch 18, wobei die Folge erster MR-Bilder mit hoher Phasenlöschung zur Erhöhung der Flussentphasung erfasst wird, indem  
(1) eine Impulsfolge (160) mit Bipolargradienten (162, 164, 166) zur Akzentuierung der Phasenlöschung angelegt wird, und/oder  
(2) die Volumenelementgröße für eine größere Verteilung der Geschwindigkeitsvektoren erhöht wird.
- 30 27. Verfahren nach Anspruch 18, wobei das zweite MR-Bild zur Einstufung (200) der erwarteten Stenose (108) erfasst wird, indem  
(1) Durchmesser des Blutgefäßes entlang der Länge der erwarteten Stenose (108) verglichen werden, und/oder  
(2) ein Geschwindigkeitsgradient entlang der Länge der erwarteten Stenose (108) verglichen wird.
- 35 28. MRI-Gerät (10) zur Ausführung einer MR-Stenosensichtung und bei Bedarf zur Einstufung eines Stenosegefäßes, mit einem Magnetresonanzabbildungssystem (MRI-System) mit einer Vielzahl von Gradientenspulen (50), die um eine Bohrung eines Magneten (52) zum Einprägen eines Polarisationsmagnetfeldes positioniert sind, und einem RF-Sende-/Empfangssystem (58) und einem RF-Schalter (62), der durch eine Impulseinheit (36) zum Senden von RF-Signalen zu einer RF-Spulenanordnung (56) zur Erfassung von MR-Bildern gesteuert wird, und einem Computer (20), der zum Betreiben des MRI-Systems in zwei Betriebsarten zur effektiven Ausführung einer Stenoseuntersuchung über eine Patientenperipheriearteriengefäßstruktur programmiert ist, wobei die erste Betriebsart (120) programmiert ist,
- 40 den Durchlauf eines Kontrastbolus durch die Patientenperipheriearteriengefäßstruktur zu verfolgen (312), eine Folge erster MR-Bilder mit niedriger Auflösung über die Patientenperipheriearteriengefäßstruktur zu erfassen (126), eine Eingabe entweder zum Beenden der Stenoseuntersuchung (132, 134) oder zum Umschalten in eine zweite Betriebsart (140, 200) zu empfangen, wenn eine Stenose in der Folge erster MR-Bilder angezeigt ist (136), und wobei die zweite Betriebsart (140, 200) dazu programmiert ist,
- 45 ein Ansichtsfeld zum Eingrenzen der Stenose zu lokalisieren (138) und zumindest ein zweites MR-Bild mit höherer Auflösung als die Folge erster MR-Bilder des lokализierten Ansichtfeldes (140) zur Beurteilung der Schwere der Stenose zu erfassen (142).
- 50 29. MRI-Gerät nach Anspruch 28, wobei der Computer (20) ferner dazu programmiert ist, eine erste Impulsfolge (160) zur Erfassung der Folge erster MR-Bilder zu verwenden, wobei die erste Impulsfolge (160) einen Flussempfindlichkeitsbipolargradientensignalverlauf und einen VENC-Wert eines ersten Moments des Flussempfindlichkeitsbipolargradientensignalverlaufs hat, der auf einen nominell niedrigen Wert gesetzt ist, und eine zweite Impulsfolge (240) zur Erfassung des zumindest einen zweiten MR-Bildes (140) zu verwenden, wobei die zweite Impulsfolge (240) eine geringere Phasenlöschung als die erste Impulsfolge liefert und einen VENC-Wert hat, die auf einen wesentlich höheren Wert als der VENC-Wert der ersten Impulsfolge (212) gesetzt ist.
- 55 30. MRI-Gerät nach Anspruch 28, wobei eine kodierte Geschwindigkeitsverteilung größer als  $2\pi$  in jedem Volumenelement in der Folge erster MR-Bilder ist.
- 60 31. MRI-Gerät nach Anspruch 28, wobei die Erfassung des zumindest einen zweiten MR-Bildes folgendes umfasst:  
(a) Anlegen einer Echtzeit-Phasenkontrastimpulsfolge (240) an ein erwartetes Stenosegefäß (100), wobei die Impulsfolge Flussempfindlichkeitsgradienten (242, 244, 246) hat, die zeitlich relativ zusammenfallen (206),  
(b) ermöglichen der Anpassung eines VENC-Werts eines Geschwindigkeitskodiergradienten (212) durch einen Benutzer.

# DE 101 27 930 A 1

- (c) Anlegen der Impulsfolge mit dem VENC-Wert wie durch den Benutzer angepasst (214),  
 (d) Bestimmen, ob flussbezogenes Aliasing offensichtlich ist (216), und  
 (e) die Wiederholung der Vorgänge (b) bis (d), bis der VENC-Wert ein bestimmbares flussbezogenes Aliasing liefert, das somit einer Spaltenflussgeschwindigkeit über die erwartete Stenose entspricht (220).
32. Gerät nach Anspruch 31, wobei der Computer (20) ferner zur Erhöhung der Amplitude des VENC-Werts (212) programmiert ist, bis flussbezogenes Aliasing beobachtbar ist (220). 5
33. MRI-Gerät nach Anspruch 28, wobei der Computer (20) ferner dazu programmiert ist, einen Testbolus durch die Patientenperipheriegefäßstruktur zu schicken (322), den Testbolus durch die Patientenperipheriegefäßstruktur zu verfolgen (324), eine Wanderungszeit zu bestimmen, die der Testbolus zum Wandern durch einen bestimmten Abschnitt der Patientenperipheriegefäßstruktur braucht (342), eine Untersuchungsbolus durch die Patientenperipheriegefäßstruktur mit einer Flussrate (352) zu schicken und die Testboluswanderungszeit zur Verfolgung des Durchlaufs des Untersuchungsholus durch die Patientenperipheriegefäßstruktur zu verwenden (366). 10
34. MRI-Gerät nach Anspruch 28, wobei der Computer (20) ferner dazu programmiert ist 15  
 (a) die Platzierung eines Patiententisches (282) in dem MRI-Gerät (10) und innerhalb einer ersten Abtaststation (286) einer gegebenen Anzahl von Abtaststationen (286, 288, 290) sicherzustellen,  
 (b) auf ein Anzeichen hin, dass der Testbolus in eine gegebene Abtaststation eingetreten ist, den Testbolus durch die gegebene Abtaststation zu verfolgen (324),  
 (c) eine Wanderungszeit des Testbolus durch die erste Abtaststation aufzuzeichnen (322),  
 (d) eine Patiententischbewegung (282, 334) an eine folgende Abtaststation zu initiieren (288),  
 (e) die Vorgänge (b), (c) und (d) für jede nachfolgende Abtaststation zu wiederholen (290),  
 (f) den Patiententisch (282) an die erste Abtaststation (286) zurückkehren zu lassen und  
 (g) auf ein Anzeichen hin, dass ein Untersuchungsbolus in dem Patienten injiziert wurde (352), das MRI-Gerät (10) zur Erfassung zumindest zentraler K-Raum-MRI-Daten des Patienten in jeder Abtaststation für jede Testboluswanderungszeit wie zuvor für diese Abtaststation aufgezeichnet zu aktivieren (364). 20 25
35. Computerlesbarer Speicherträger mit einem darauf gespeicherten Computerprogramm mit Befehlen, die bei der Ausführung durch einen Computer (20) den Computer dazu veranlassen eine Folge erster MR-Bilder einer Patientenperipheriegefäßstruktur (286) zu erfassen (126), wobei das erste MR-Bild eine hohe Phasenlöschung zur Sichtung eines Patienten auf mögliche Arterienläsionen hat, und jedes erste MR-Bild in der Folge erster MR-Bilder in einer Abtaststation (286, 288, 290) erfasst wird, wenn ein Kontrastbolus hindurchwandert (352), und eine FOV auf einen Zielbereich in der Patientenperipheriearteriengefäßstruktur zu begrenzen, wenn eine Läsion darin lokalisiert wird (138), und dann ein zweites MR-Bild des Zielbereichs zu erfassen, wobei das zweite MR-Bild eine höhere Auflösung als das erste MR-Bild hat (140). 30 35
36. Computerlesbarer Speicherträger nach Anspruch 35, wobei die Folge erster MR-Bilder mit hoher Phasenlöschung zur Erhöhung der Flussentphasung erfasst wird, indem 40  
 (1) eine Impulsfolge (160) mit Bipolargradienten (162, 164, 166) zur Akzentuierung der Phasenlöschung angelegt wird, und/oder  
 (2) eine Volumenelementgröße für eine größere Verteilung der Geschwindigkeitsvektoren erhöht wird.
37. Computerlesbarer Speicherträger nach Anspruch 35, wobei der Computer (20) des Weiteren dazu programmiert ist, eine erste Impulsfolge (160) für die Erfassung der Folge erster MR-Bilder zu verwenden, wobei die erste Impulsfolge (160) einen Flussempfindlichkeitsbipolargradientensignalverlauf hat, und eine zweite Impulsfolge für die Erfassung des zumindest einen zweiten MR-Bildes zu verwenden, wobei die zweite Impulsfolge eine geringer Phasenlöschung als die erste Impulsfolge liefert. 45
38. Computerlesbarer Speicherträger nach Anspruch 35, wobei der Computer (20) ferner dazu programmiert ist, eine Impulsfolge (160) mit zumindest einem Flussempfindlichkeitsbipolargradienten anzulegen, zu Beginn einen Flusscodierwert (VENC-Wert) eines ersten Moments des zumindest einen Flussempfindlichkeitsbipolargradienten auf einen nominell niedrigen Wert zur Errichtung einer Geschwindigkeitsverteilung größer als  $2\pi$  in jedem Volumenelement einzustellen (208), und Geschwindigkeitsflusslücken in der Folge erster MR-Bilder als Anzeichen einer Läsion zu erfassen (216). 50
39. Computerlesbarer Speicher nach Anspruch 35, wobei der Computer (20) ferner zur Erfassung des zweiten MR-Bildes mit geringer Phasenlöschung und hoher Auflösung zur Isolierung und Einstufung der erwarteten Stenose (108) programmiert ist, indem 55  
 (1) Durchmesser des Blutgefäßes entlang der Länge der erwarteten Stenose verglichen werden (142), und/oder  
 (2) ein Geschwindigkeitsgradient entlang der Länge der erwarteten Stenose verglichen wird (230).
40. Computerlesbarer Speicherträger nach Anspruch 35, wobei der Computer (20) ferner zur Erfassung des zweiten MR-Bildes programmiert ist, indem 60  
 eine Echtzeit-Phasenkontrastabbildungsimpulsfolge (240) an das Gefäß angelegt wird, um einem Benutzer die Steuerung eines Flusscodiergradientenwerts bei der Erfassung des zweiten MR-Bildes (212) zu ermöglichen, und eine Spaltenflussgeschwindigkeit über die Stenose durch Korrelieren des Flusscodiergradientenwerts mit dem Einsetzen eines Flussgeschwindigkeitsaliasing bestimmt wird (216, 220).
41. Computerlesbarer Speicherträger nach Anspruch 40, wobei die Echtzeitphasenkontrastabbildungsimpulsfolge (240) Flussempfindlichkeitsgradienten (242, 244, 246) aufweist, die zeitlich relativ zusammenfallend sind, um einem Benutzer die Drehung der Flussempfindlichkeitsgradienten in Echtzeit zu ermöglichen (206). 65

# DE 101 27 930 A 1

42. Computerlesbarer Speicherträger nach Anspruch 40, wobei der Computer (20) ferner zur Erhöhung der Amplitude des Flusscodiergradientenwerts (212) programmiert ist, bis flussbezogenes Aliasing erfasst wird (216, 220).
43. Computerlesbarer Speicherträger nach Anspruch 40, mit einem darauf gespeicherten Computerprogramm mit Befehlen, die bei der Ausführung durch einen Computer (20) den Computer (20) zur Einstufung der Stenose veranlassen, indem
- 5 ein erster Ort einer erwarteten Stenose identifiziert wird (204),  
eine Phasenkontrast-MR-Abbildungsimpulsfolge (240) an den ersten Ort der erwarteten Stenose angelegt wird, wo-  
bei die Impulsfolge (240) einen Benutzer-gesteuerten Echtzeit-VENC-Wert (208) hat,  
der Benutzer-gesteuerte Echtzeit-VENC-Wert (212) erhöht wird und die Impulsfolge (214) erneut angelegt wird,  
10 bis ein Benutzer flussbezogenes Aliasing beobachtet (216, 220),  
der Benutzer-gesteuerte Echtzeit-VENC-Wert als Anzeichen einer Spitzenflussgeschwindigkeit über den ersten Ort  
der erwarteten Stenose aufgezeichnet wird (222),  
der Benutzer-gesteuerte Echtzeit-VENC-Wert rückgesetzt wird (208),  
15 die Impulsfolge (206) an einen zweiten Ort (224) der erwarteten Stenose angelegt wird,  
der Benutzer-gesteuerte Echtzeit-VENC-Wert (212) erhöht und die Impulsfolge (214) erneut angelegt wird, bis der  
Benutzer flussbezogenes Aliasing (220) beobachtet,  
der Benutzer-gesteuerte Echtzeit-VENC-Wert als Anzeichen einer Spitzenflussgeschwindigkeit über den zweiten  
20 Ort der erwarteten Stenose (222) aufgezeichnet wird, und  
der Benutzer-gesteuerte Echtzeit-VENC-Wert des ersten Orts mit dem des zweiten Orts zur Bestimmung der  
Schwere der erwarteten Stenose (230) verglichen wird.
44. Computerlesbare Speicherträger nach Anspruch 40, wobei der Computer (20) ferner zur Verfolgung des Kon-  
trastbolus durch die Patientenperipheriearteriengefäßstruktur programmiert ist, indem
- 25 ein Testbolus durch die Patientenperipheriegefäßstruktur geschickt wird (322),  
der Testbolus durch die Patientenperipheriegefäßstruktur verfolgt wird (324),  
eine Wanderungszeit bestimmt wird, die der Testbolus zum Wandern durch einen gewünschten Abschnitt der Pa-  
tientenperipheriegefäßstruktur braucht (332),  
ein Untersuchungsbolus durch die Patientenperipheriegefäßstruktur mit einer Flussrate geschickt wird (352), und  
die Testboluswanderungszeit zum Verfolgen des Durchlaufs des Untersuchungsbolus durch die Patientenperiphe-  
riegefäßstruktur verwendet wird (366).

30 Hierzu 9 Seite(n) Zeichnungen

35

40

45

50

55

60

65

**- Leerseite -**

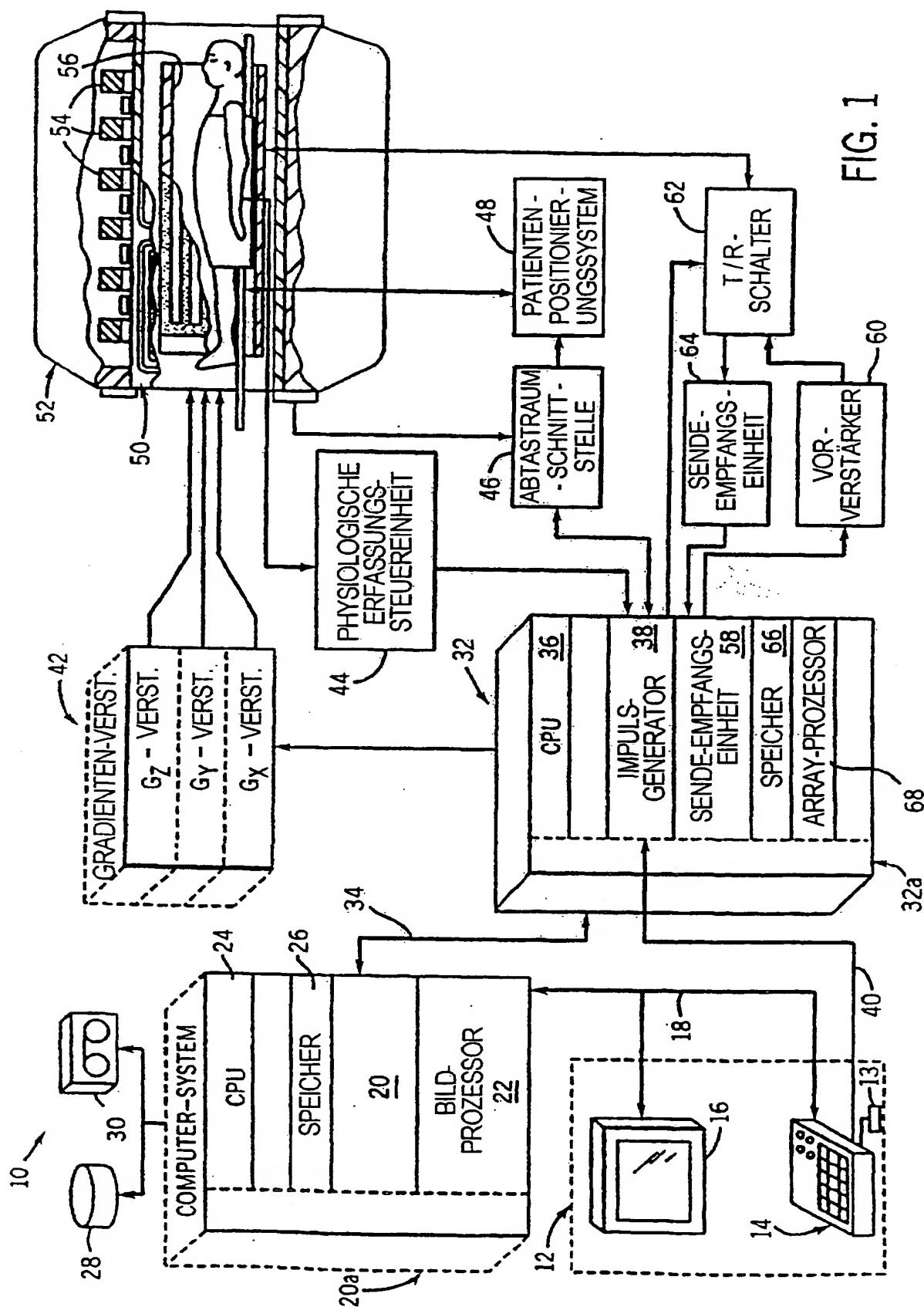
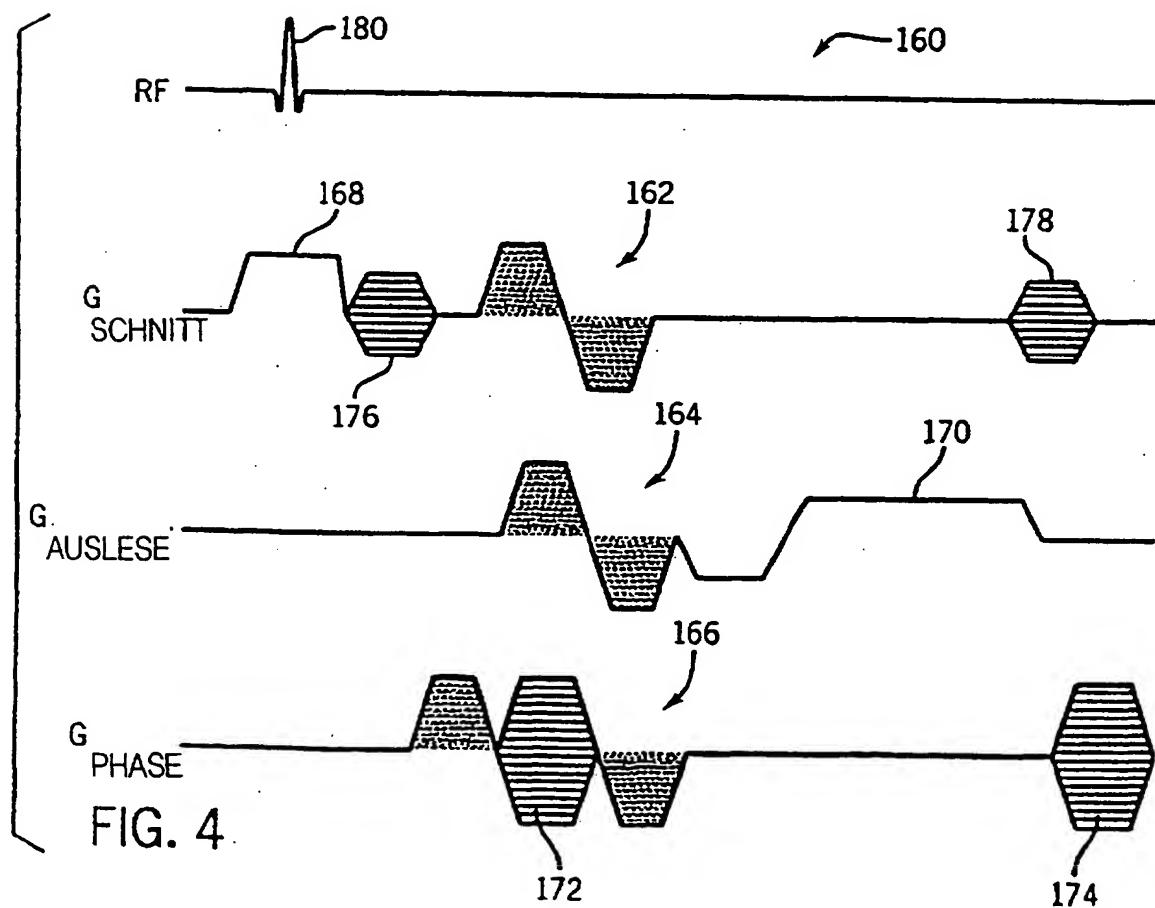
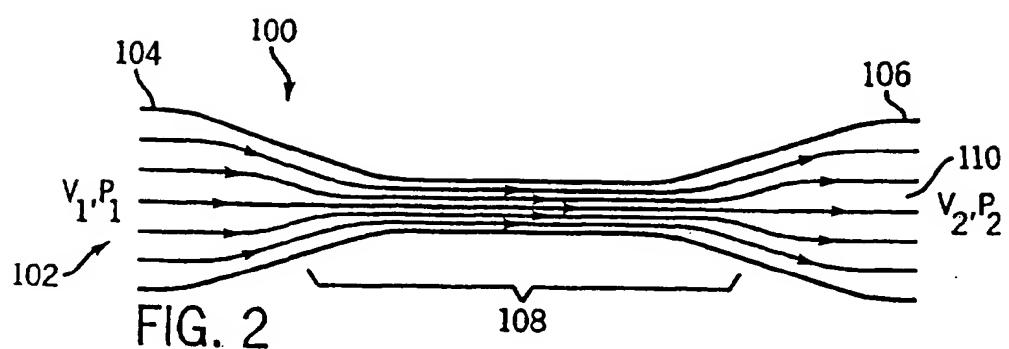
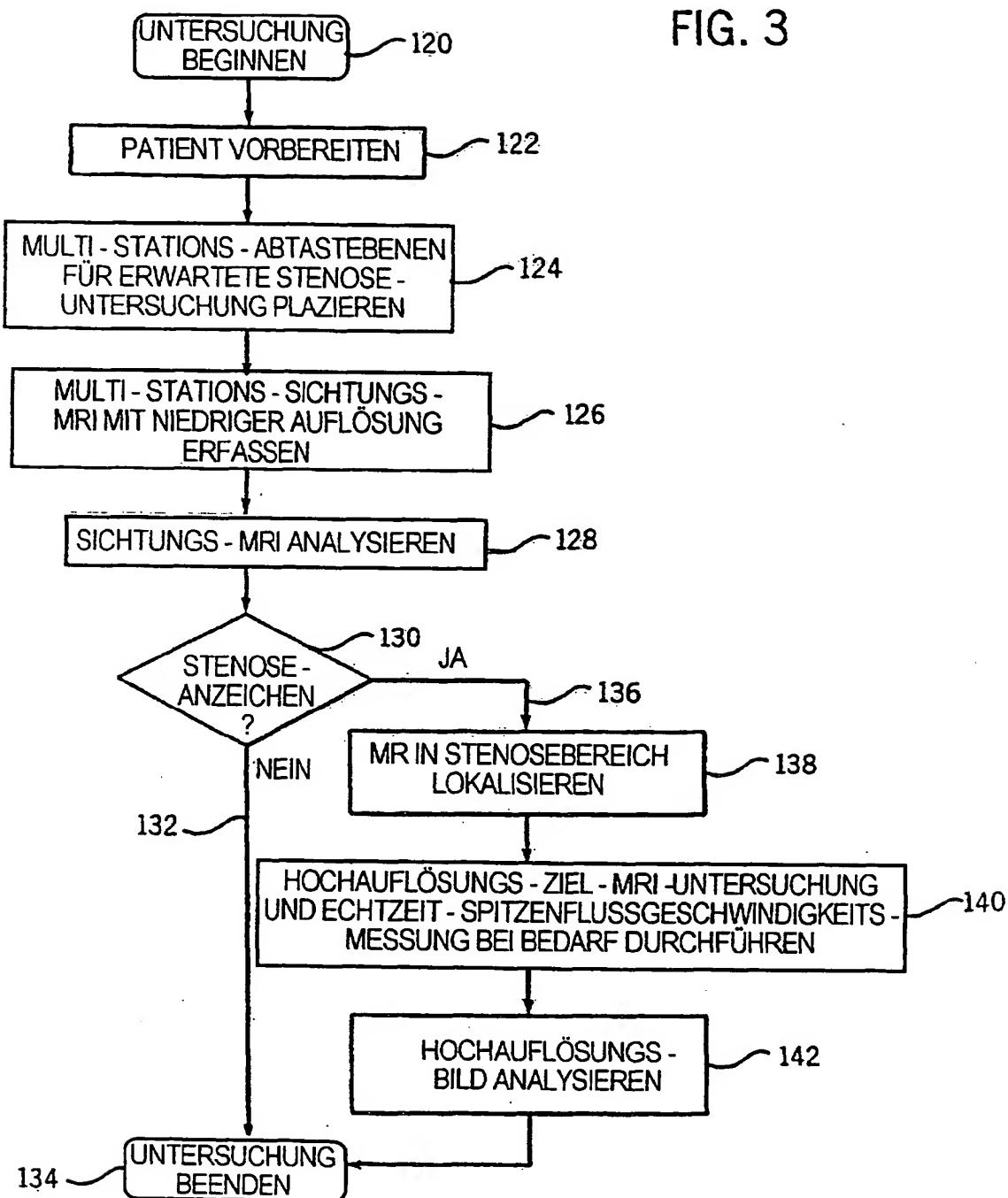
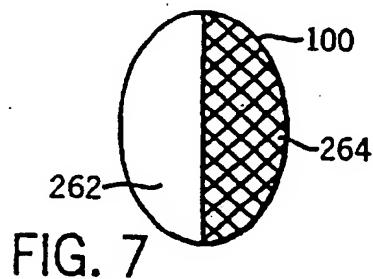
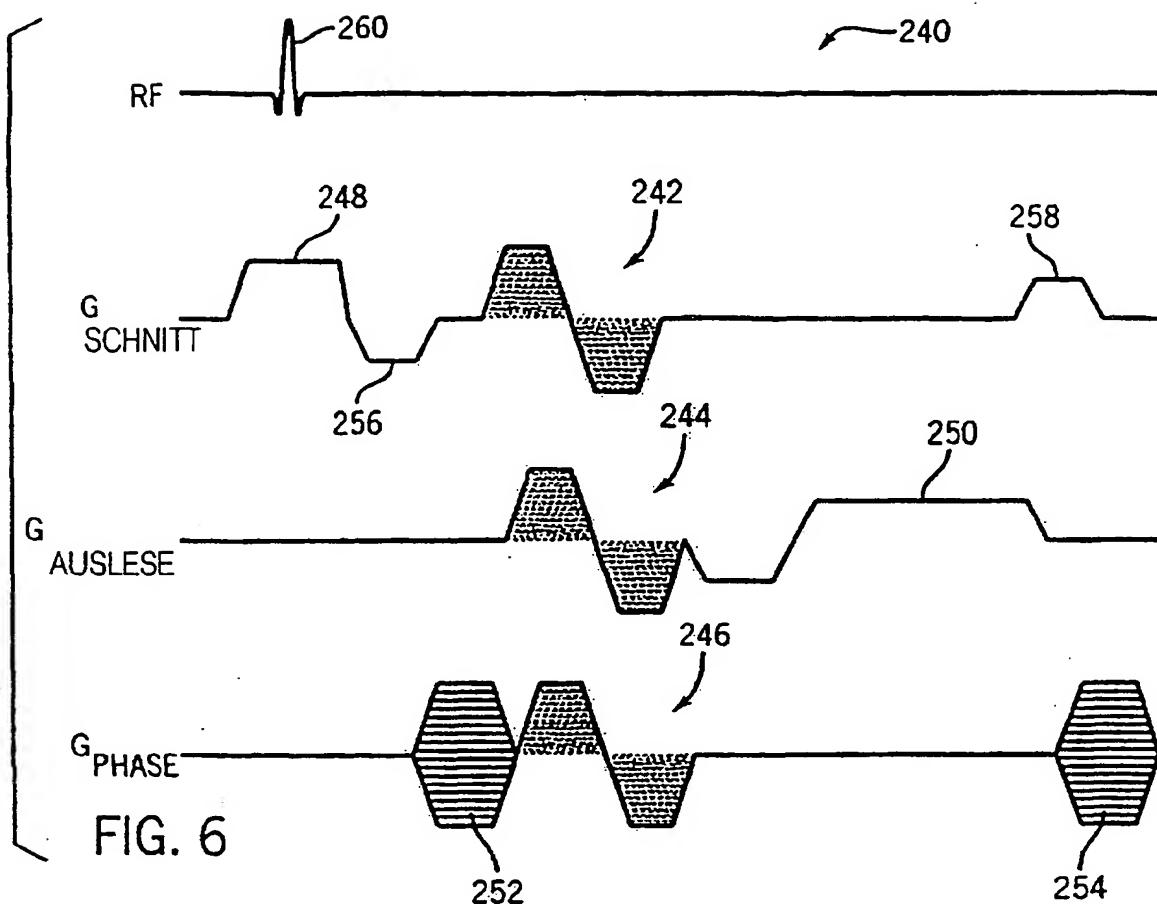


FIG. 1







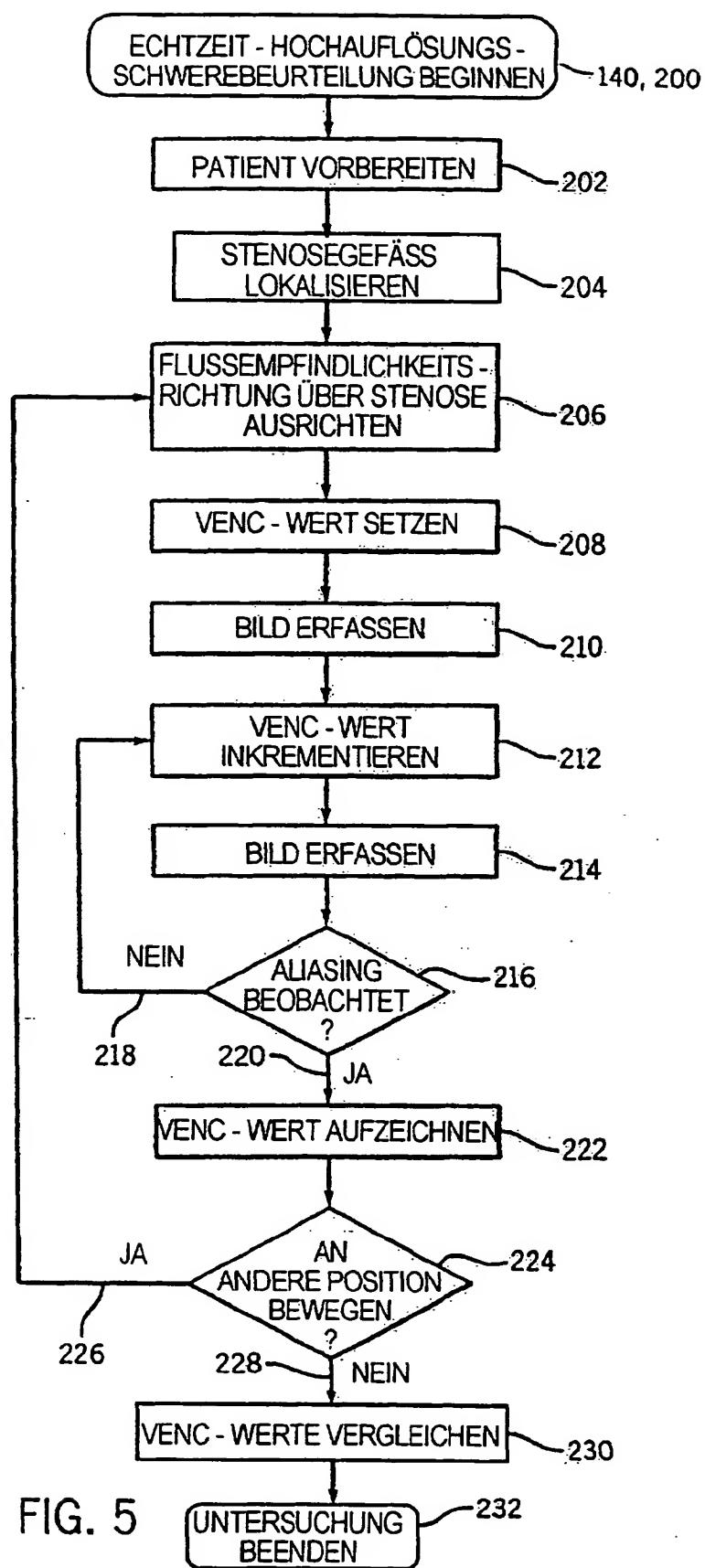


FIG. 5

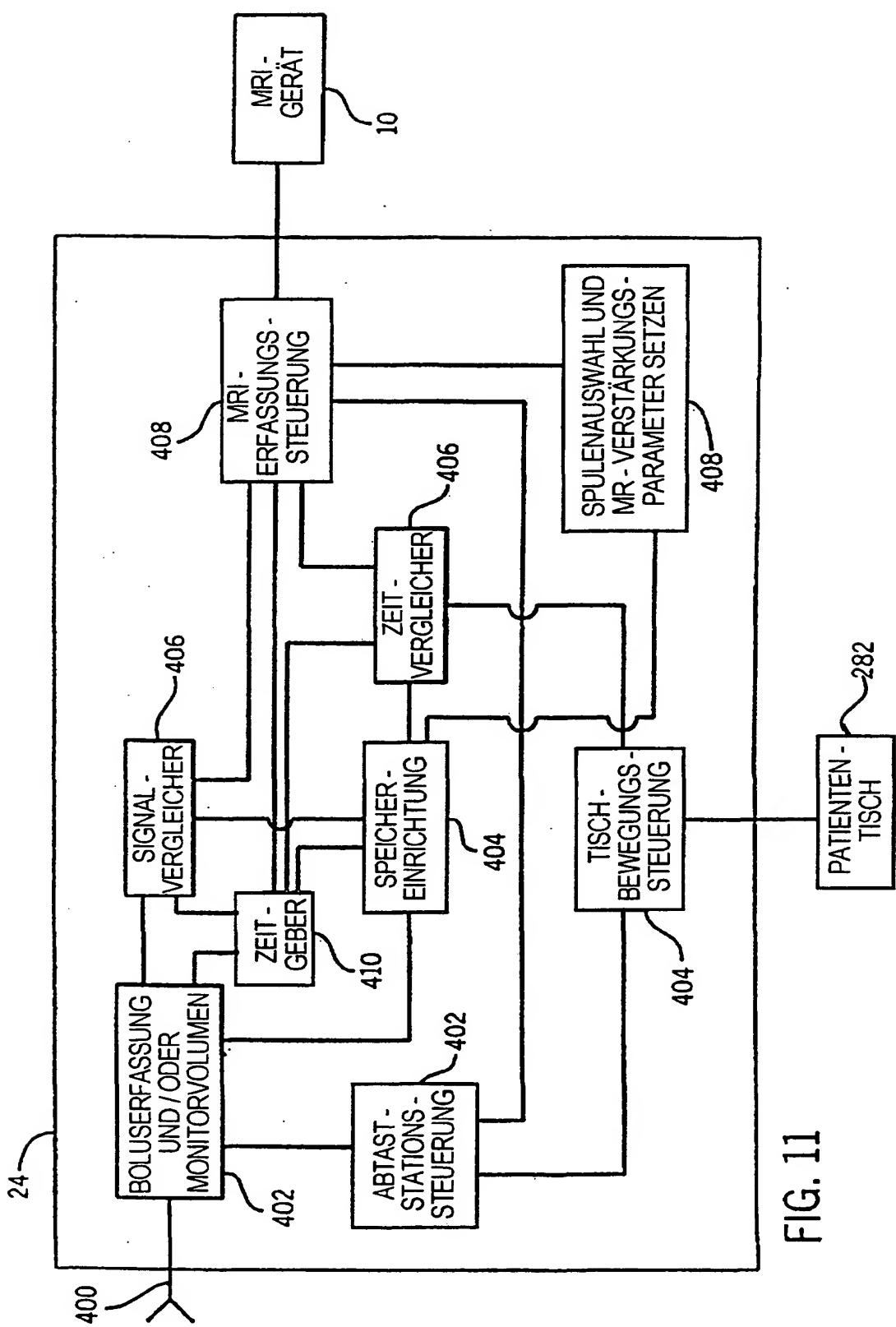


FIG. 11

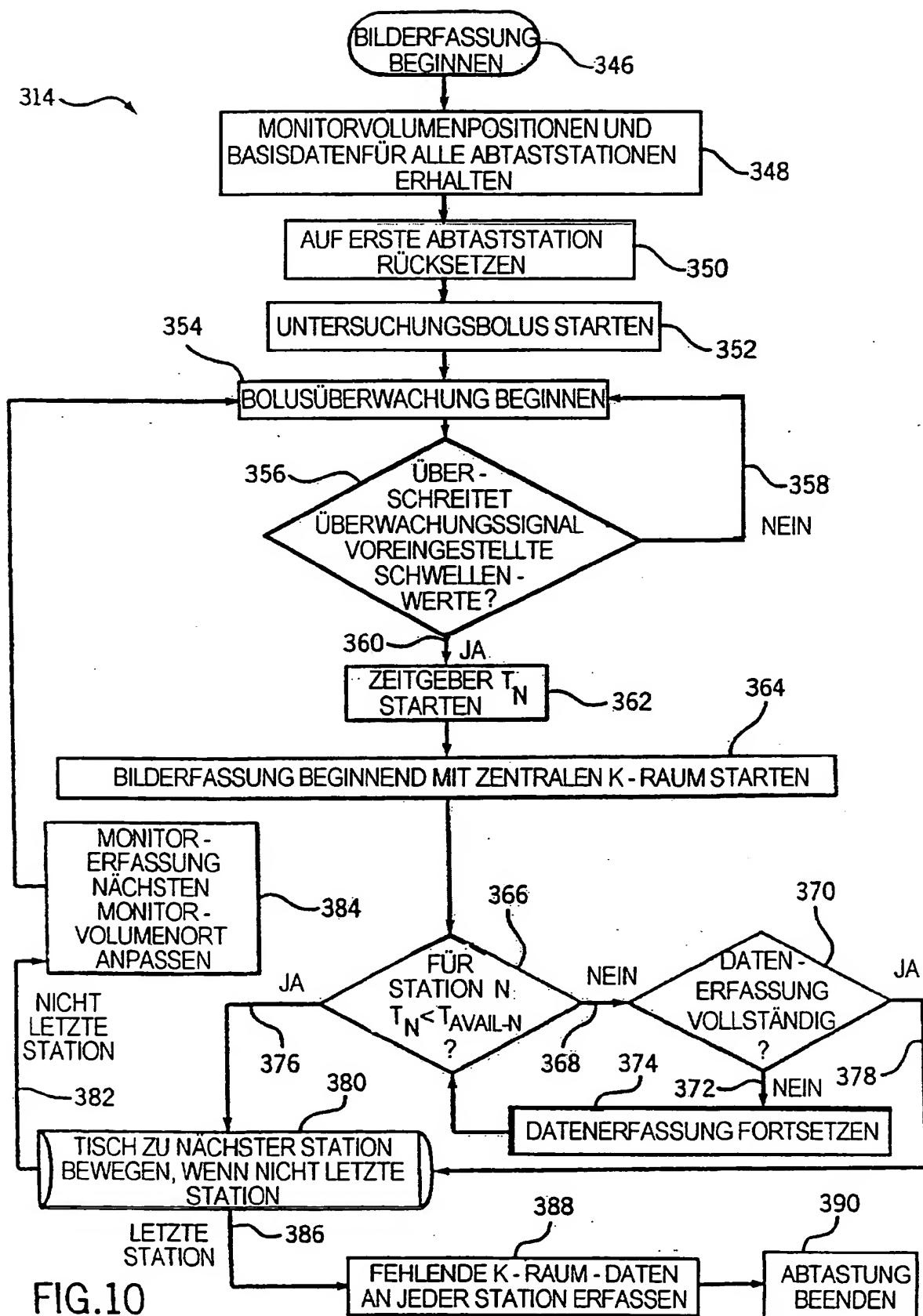


FIG.10

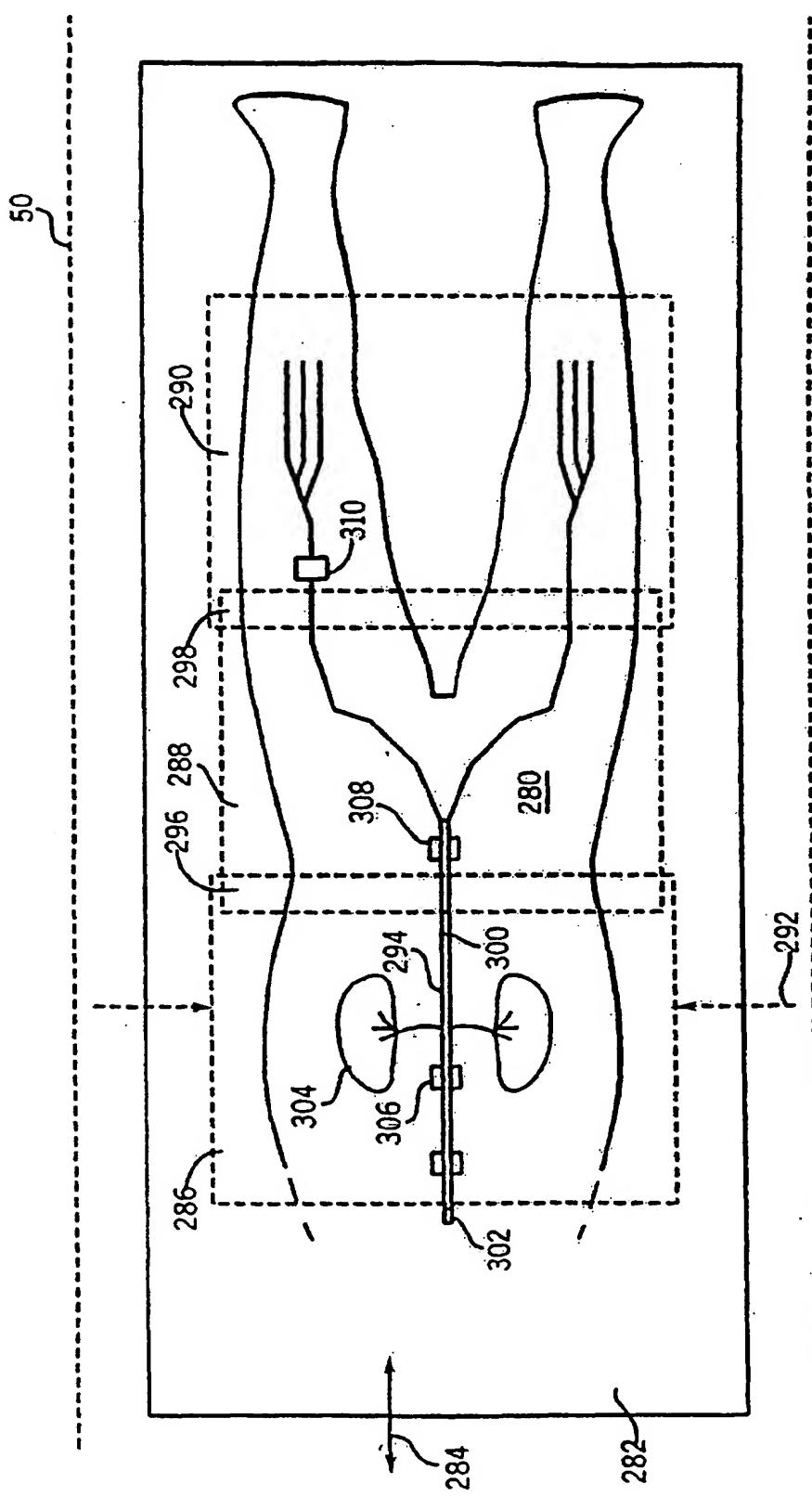


FIG. 8

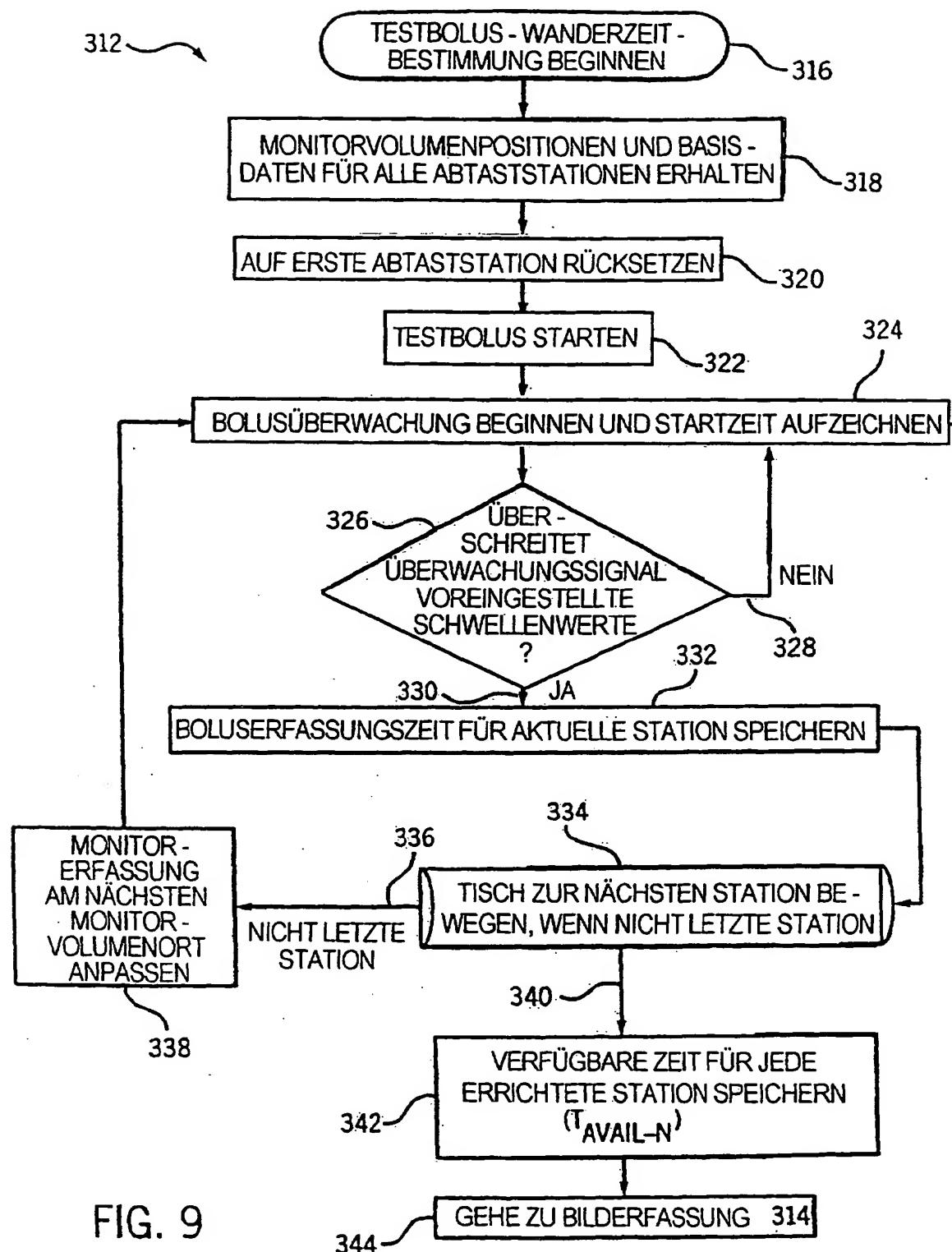


FIG. 9